

**Klinische Ganganalyse mittels 3D-
Ultraschalltopometrie,
Reliabilitätsbetrachtungen und
Störungsidentifikation
bei SpA-Patienten**

Dissertation

Zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Frank Bornmann

geboren am 16.06.1972 in Suhl

Gutachter:

1. Prof. Dr. med. Ulrich Smolenski, Jena
2. Prof. Dr. med. Gert Hein, Jena
3. PD Dr. med. Gerald Küther, Hannover

Tag der öffentlichen Verteidigung: 07.09.2009

Abkürzungsverzeichnis

2D	- zweidimensional
3D	- dreidimensional
Abb.	- Abbildung
BASFI	- Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index
BMI	- Body mass index
bzw.	- beziehungsweise
DGE	- Deutsche Gesellschaft für Ernährung
dt.	- deutsch
EDV	- elektronische Datenverarbeitung
EMG	- Elektromyogramm
EQ-5D	- European Quality of Life Questionnaire Test
GA	- Ganganalyse
ICD-10	- International Classification of Diseases
ICF	- International Classification of Functioning, Disability and Health
ISG	- Iliosakralgelenk
LWS	- Lendenwirbelsäule
M.	- Musculus
Mm.	- Musculi
OP	- Operation
OSG	- oberes Sprunggelenk
path.	- pathologisch
ROM	- range of motion
SpA	- Spondylitis ankylosans
Tab.	- Tabelle
US	- Ultraschall
VAS	- visuelle Analogscala
v_r	- relative Laufgeschwindigkeit
v_s	- subjektive Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit
WHO	- World Health Organization
WOMAC	- Western Ontario and McMaster Universities Arthroseindex
WS	- Wirbelsäule

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	5
1. Einleitung	
1.1. Historisches zur Ganganalyse	6
1.2. Übersicht aktueller Methoden der Ganganalyse	7
1.3. Methoden der Ganganalyse, systematischer Literatur-Review	8
1.3.1. Beschreibung der Recherchen	8
1.3.2. Ergebnisse Reliabilität	10
1.3.3. Ergebnisse Validität	11
1.3.4. Zusammenfassung Literatur-Review	12
1.4. Anwendung der Ganganalyse in der Humanmedizin	13
2. Aufgabenstellung	
2.1. Untersuchungen zur Reliabilität der Methode	15
2.2. Identifizierung von Gangbildstörungen bei SpA-Patienten	15
3. Material und Methoden	
3.1. Patienten und Probanden	17
3.1.1. Auswahlkriterien zur Studienaufnahme	17
3.2. Strukturmerkmale der Patientengruppe	20
3.2.1. Demografische Daten	20
3.2.2. Assessmentsysteme	21
3.2.3. Item-Klinik	23
3.2.4. Item-Ganganalyse	25
3.3. Strukturmerkmale der Kontrollgruppe	25
3.4. Messverfahren 3D-Ultraschalltopometrie	26
3.5. Vorbereitung und Durchführung	27
3.5.1. Subjektive und relative Laufgeschwindigkeit	28
3.5.2. Vorbereitung der Patienten/Probanden	29
3.5.3. Messdurchgang	30
3.6. Messwerte und Ganganalyse-Parameter	31
3.6.1. Allgemeine Gangparameter	32
3.6.2. Gelenkwinkel und „range of motion“	33
3.7. Statistische Methoden	34
4. Ergebnisse	
4.1. Allgemeine Betrachtungen	36
4.2. Schwerpunkt Reliabilität	37
4.3. Schwerpunkt Assessments	41
4.3.1. Assessment versus Klinik	42
4.3.2. Assessment versus Ganganalyse	42
4.3.3. Klinik versus Ganganalyse	43
4.4. Schwerpunkt Pathologien Gangbild	44
4.4.1. Vergleich allgemeine Gangparameter	44
4.4.2. Vergleich Gelenkwinkel	46
4.4.3. Vergleich range of motion	48
4.4.4. Zusammenfassung Gangbildpathologien	49
5. Diskussion	
5.1. Überblick	51
5.2. methodenbezogene Aspekte, intrasession-Reliabilität	53
5.3. patientenbezogene Aspekte	57
6. Schlussfolgerung	64
7. Literatur- und Quellenverzeichnis	67
8. Anhang	74

Zusammenfassung/ summary:

Ziel der Arbeit: Aussagen zur intrasession-Reliabilität der 3D-Ganganalyse, Korrelation von krankheitsbedingten Defiziten (Schmerz, Selbsteinschätzung durch Assessments, Klinik) mit Ganganalyse-Ergebnissen, Identifikation von Gangstörungen bei SpA-Patienten im Vergleich zu einer Kontrollgruppe.

Methode: 3D-Ultraschalltopometrie Zebris®; Patientengruppe (n=20) aus eigener SpA-Dispensaire; Kontrollgruppe ohne muskuloskelettale Erkrankung (n=16); Assessment durch EQ-3D, BASFI, VAS.

Ergebnisse: Die intrasession-Reliabilität ist bei den meisten Messwerten als hoch einzuschätzen (ICC >0,9; Spannweite der errechneten Intra-class-Koeffizienten zwischen 0,65 und 1). Klinischer Gesamtbefund, Schmerz und Assessmenteinschätzung der Patienten korrelieren nicht mit Befunden der apparativen Ganganalyse. Im Vergleich Patientengruppe zu Kontrollgruppe lassen sich statistisch signifikante Unterschiede der gemessenen Parameter vor allem im Bereich der allgemeinen Gangparameter finden. Die Hypothese der Häufung von Becken- und Hüftgelenksdefiziten beim Gang als bevorzugt klinisch auffällige Regionen bei SpA-Patienten lässt sich hingegen statistisch nicht belegen.

Diskussion: Eine gute Reproduzierbarkeit der Messergebnisse der 3D-Ultraschalltopometrie ist dokumentierbar. Mit der Messmethode lassen sich Gangstörungen sicher identifizieren. Die Krankheitsausprägung hat keinen Einfluss auf die Gangfunktion, spezifische Gangbildstörungen für SpA-Patienten lassen sich nicht sicher identifizieren.

Schlüsselwörter: dreidimensional, Ganganalyse, intrasession-Reliabilität, Spondylitis ankylosans, Ultraschall-Topometrie

Aim of the study: conclusions of intrasession reliability of the 3D-gait analysis; correlations of disease-related deficits (pain, self-assessment, clinical findings) with results of the gait analysis; identification of gait abnormality of SpA-patients compared with a healthy control group.

Methods: 3D-ultrasound-topometry Zebris®; patient group (n=20) of a SpA-consultation; control group without muscular-skeletal diseases (n=16); assessment with EQ-3D, BASFI, VAS.

Results: the intrasession reliability of most of the parameters is estimated very high (ICC>0,9; range of calculated intraclass-coefficient between 0,65 and 1). Clinical findings, pain and self-assessments do not correlate with results of instrumental gait analysis. Comparing group of patients and control group, statistical significant differences of measured parameters (mainly of general gait) had been detected. However, the hypothesis of high rate of pelvis and hip joint deficits in gait as preferred clinical conspicuous region in SpA-patients is not supported.

Discussion: A good reproducibility of measurements of the 3D-ultrasound-topometry is documented. Gait abnormalities could be identified reliably with this measurement method. The development of SpA has no influence on the gait, specific gait abnormalities of SpA-patients are not identified.

Keywords: three-dimensional, gait analysis, intrasession-reliability, spondylosis ankylosans, ultrasound-topometry

1. Einleitung

1.1. Historisches zur Ganganalyse

Während Darstellungen und Abbildungen des Ganges auch aus prä- und historischen Arbeiten bekannt sind, beginnen die ersten wissenschaftlichen Betrachtungen vor ca. 400 Jahren. Veröffentlichungen von Gassendi 1582 [1] oder Borelli 1608-79 [2] beschäftigen sich mit ersten physikalischen Erklärungen des Gangablaufes. Weitere wissenschaftliche Betrachtungen datieren dann im 19. Jahrhundert. Die Gebrüder Weber 1836 [3] stellen über umfangreiches Beobachtungsmaterial vor allem die allgemeinen Gangparameter wie zum Beispiel die Gangphasen, Schrittlänge und Schrittdauer dar und beschreiben Abhängigkeiten zu anderen, die Fortbewegung des Menschen beeinflussenden Größen und Beziehungen. Einige der damals durch die Gebrüder Weber gezogenen Schlussfolgerungen sind noch heute gültig (Phase des Zweibeinstandes umso kürzer, je schneller man geht), andere sind durch nachfolgende Studien und später mögliche fotografische Aufnahmen widerlegt (freischwingendes Bein als passives Pendel).

Die gegen Ende des 19. Jahrhunderts mögliche Hinzunahme von fotografischen Fixierungen von Bewegungsphasen stellte dann den nächsten Schritt in der Bewegungsanalyse des Ganges dar. Erstmals verwendete Muybridge 1882 [4] veröffentlicht durch William diese Methode um Serienaufnahmen des Ganges von Menschen und Pferden zu erstellen. Diese rein deskriptiven Arbeiten sind durch Braune und Fischer 1891 [5] wesentlich erweitert und um analytische Auswertungen bereichert worden. Sie verwendeten 4 synchronisierte Kameras und erstmals in der Geschichte der Ganganalyse aktive Marker (elektrische Funken, später Geisslersche Röhren).

In einem weiteren Schritt rückten dann die Muskulatur und Sehnen in den Mittelpunkt des Interesses. Scherb 1952 [6] erstellte mittels Laufband und Palpation der Muskulatur und Sehnen während des Laufens Aktionskurven von jeder Muskelgruppe, das so genannte Myokinesigramm. Das Ergebnis der Palpation brachte er in zeitlichen Zusammenhang mit Bodenkontakten von Ferse und Zehenballen.

Nach Entwicklung von Kraft- und Druckmessplatten waren weitere Erkenntnisse der Ganganalyse möglich. Die Platten arbeiteten zunächst mit mechanischer Registrierung, später mit druckabhängigen Widerständen/Kondensatoren oder piezoelektrischen Sensoren. Mitte des 20. Jahrhunderts stellten dann die Arbeiten um Inman 1966 [7], Saunders et al. 1953 [8] und Chao et al. 1983 [9], die sich grundlegend mit Studien zum so genannten normalen Gang beschäftigten, Schwerpunkte dar. Diese Ergebnisse gelten noch heute als Referenzwerte zur Ganganalyse und werden umfangreich als Vergleich verwendet.

1.2. Übersicht aktueller Methoden der Ganganalyse

Die älteste und auch jetzt noch am meisten praktizierte Ganganalysemethodik ist sicherlich die visuelle Beobachtung. Ihre Einfachheit und universelle Einsetzbarkeit sichert ihr einen unauslöschbaren Platz im klinischen Alltag. In der Anwendung zeigt sich aber die Kompliziertheit dieses Verfahrens. Es ist eine Momentaufnahme durch das menschliche Auge, ohne permanente Aufzeichnung und im Ergebnis wesentlich von der Erfahrung und dem Wissen des Beobachters abhängig. Die Reproduzierbarkeit der Methode ist gering, Krebs et al. 1985 [10]. Deshalb sind von verschiedenen Arbeitsgruppen standardisierte Dokumentations- und Beurteilungsbögen entworfen worden, die in Durchführung und Auswertung schematische Hilfestellung geben, wie durch Dickens et al. 2006 [11] geprüft.

Im weiteren Verlauf der Ganganalyse-Praxisanwendung ist die visuelle Methodik immer mehr durch Hilfsmittel unterstützt worden. Es traten Foto- und Videodokumentationen hinzu, die wiederholte Betrachtungen des Ganges ermöglichten. Weiterhin war es möglich, durch gleichzeitige Aufzeichnung durch 2 Kameras in verschiedenen Positionen eine 2-dimensionale Beurteilung vornehmen zu können. Es werden deshalb auch kombinierte Gelenkauslenkungen während der Bewegung z.B. in Sagittal- und Frontalebene deutlich. Der Patient wird in seiner Gangausprägung nicht von an ihm befestigten apparativen Gegenständen irritiert. Weiterhin fehlen

aber die objektive Messung von Gelenkwinkeln und die Beurteilung der dritten Dimension in komplexen Bewegungsabläufen. Diese lassen sich nur schwer oder gar nicht an Bildschirmarbeitsplätzen ausmessen und nachvollziehen. Trotz der technischen Hilfestellung etwa durch Standbild- und Zeitlupenfunktion hängt die Beurteilung weiterhin erheblich vom geschulten Beobachter ab, somit bleibt die Reliabilität der Ergebnisse eingeschränkt, wie Krebs et al. 1985 [10] nachwiesen. Wegen ihrer praktikablen Anwendung und einfachen Archivierbarkeit hat die videoassistierte Ganganalyse auch weiterhin einen hohen Stellenwert im klinischen Alltag.

Die momentan modernsten, aber auch technisch aufwendigsten Verfahren sind der 3-dimensionalen Ganganalyse zuzuordnen. Diese Methoden sind video- oder ultraschallgestützt möglich und werden per EDV-Verarbeitung aufgezeichnet und ausgewertet. Es ist technisch möglich, die Bewegungsabläufe in Frontal-, Sagittal- und Transversalebene zu bewerten. Zusätzlich werden Gelenkwinkel und Winkelgeschwindigkeiten im Gangverlauf erfasst. Der Messverlauf erfolgt weitgehend untersucherunabhängig, alle Ganganalyseparameter des Reportes sind EDV-seitig erstellt und gemessen. Es werden also neben den allgemeinen Ganganalyseparametern auch kinematische und, in möglicher Verbindung mit Kraftmessplatten oder EMG, auch kinetische Aussagen über die Funktionsausprägung möglich. Der Fehlereinfluss durch Untersucher lässt sich aber auch mit diesen Methoden nicht völlig vermeiden. Es sind Eingriffe bei Vorbereitung (Markerpositionierung am Patienten), Eichung der Technik und EDV-Auswertung notwendig, die auch hier erfahrene Untersucher voraussetzen. Weiterhin wird die Messung am Patienten unter „unnatürlichen“ Bedingungen notwendig. Am Patienten sind Marker und Sender fixiert, die Messung erfolgt auf Laufbändern, unter Laborbedingungen und evtl. über Kraftmessplatten. Dadurch sind auch von dieser Seite Fehlereinflüsse vorhanden. Da diese Verfahren zeit- und materialaufwendig sind, ist ihre Verwendung in der Klinik speziellen Fragestellungen und spezialisierten Zentren vorbehalten.

1.3 Methoden der Ganganalyse, systematisches Literatur-Review

1.3.1 Beschreibung der Recherchen

Da im Rahmen der Arbeit sowohl moderne Ganganalysemethoden verwendet, als auch Reliabilitätsaussagen erörtert werden, soll in einer Literaturrecherche eine Übersicht über aktuelle Arbeiten gewonnen werden. Hier im Mittelpunkt sollten vor allem Reliabilitäts- und Validitätsaussagen zu den verwendeten Ganganalyse-Methoden stehen. Um den Umfang der zu bearbeitenden Veröffentlichungen auf ein aktuelles und überschaubares Maß einzuschränken, wurde der Zeitraum 1996-2006 definiert. Eingeschlossen wurden die Datenbanken „Medline“, „Web of Science“ und „Spolit“. Erstere sind allgemein anerkannte Anlaufpunkte für medizinische Fachsuchen und Literaturübersichten. Da jedoch die Ganganalyse als Methode auch in anderen Fachbereichen gebräuchlich und Thema von Forschungsarbeiten ist, war uns hier die Hinzunahme der sportwissenschaftlichen „Spolit“-Datenbank wichtig. Im Verlauf konnten gerade in dieser Sammlung wichtige und wertvolle Arbeiten gefunden und ausgewertet werden. Abbildung 1-1 zeigt in der Übersicht die verwendeten Suchstrategien.

<u>Web of Science</u>			<u>Web of Science</u>		
	gait analysis 1447			gait analysis 1447	
and walking 696	and reliability 68	and validity 38	and 3D 191	and reliability 68	and validity 38
insgesamt 17 Arbeiten			insgesamt 4 Arbeiten		
<u>SpoLit</u>			<u>SpoLit</u>		
	gait analysis 139			gait analysis 139	
	and reliability 7			and reliability 7	
insgesamt 7 Arbeiten			insgesamt 7 Arbeiten		
nach Duplikatlöschung bleiben 24 gemeinsame Arbeiten			nach Duplikatlöschung bleiben 4 gemeinsame Arbeiten		
nach Duplikatlöschung insgesamt 26 Arbeiten					

Abb. 1-1 Ablauf der Recherche

Nach einer Testphase mit verschiedenen Keywords und Kombinationen zeigten die Verknüpfungen von gait_analysis-walking-reliability-validity und gait_analysis-three_dimensional-reliability die umfangreichsten und wertvollsten Artikelzusammenstellungen. In der „Spolit“-Recherche wurde

nur bis gait_analysis-reliability kombiniert. Darunter war schon eine ausreichende Treffergenauigkeit zu dokumentieren. Nach Ausschluss von Duplikaten verblieben 26 Veröffentlichungen, die unter der von uns gewählten keyword-Kombination gelistet waren. Diese wurde dann unter dem von uns definierten Thema „Reliabilitäts- und Validitätsaussagen zu GA-Methoden“ gesichtet. Die tabellarische Zusammenstellung dieser Ergebnisse kann im Anhang in Abbildung 8-1 nachgeschlagen werden.

1.3.2 Ergebnisse Reliabilität

Im Spektrum beschäftigen sich die verwendeten Arbeiten mit Methoden zwischen einfacher visueller Beobachtung des Ganges in „real time“ und der 3D-GA (videoassistiert und ultraschalltopometrisch). Da die 3D-GA im diagnostischen und therapeutischen Einsatz noch nicht so lange existiert, ist hier die Studienlage und –dichte geringer. Der Hauptteil der von uns gesehenen Arbeiten beschäftigt sich mit Reliabilitätsbetrachtungen der visuellen und videoassistierten Ganganalyse. Die Ergebnisse mit Kurzzusammenfassung sind in einer tabellarischen Übersicht in Tabelle 1-1 zusammengestellt.

Es zeigt sich, dass bei ausreichender Studienlage die Einschätzung der „älteren und einfacheren Methoden“ in Hinsicht auf Zuverlässigkeit und Wiederholbarkeit einer großen Schwankungsbreite unterliegen. Im Mittel kann jedoch von einer befriedigenden Reliabilität dieser weit verbreiteten Untersuchungsabläufe ausgegangen werden.

Da zu den „modernen“ 3D-Analysen jeweils nur eine Studie zur Auswertung stand, ist in der Beurteilung hier keine Spannbreite zu beachten. Die betrachteten Studien dokumentieren für diese Methoden sämtlich sehr gute Reliabilitätsergebnisse. Dies ist jedoch durch weitere Vergleichsarbeiten im wissenschaftlichen Sinne noch zu untermauern. Die Studienlage muss kritisch als noch nicht ausreichend betrachtet werden.

Tab. 1-1 Reliabilitätsaussagen der Arbeiten in einer Übersicht

GA-Methode	Studien	Interrater-Reliabilität	Intrarater-Reliabilität
Visuelle Beobachtung	4 - Field-Fote et al. [12] - Lord et al. [13] - van Loo et al. [14] - Wren et al. [15]	sehr gut bis befriedigend im Mittel befriedigend	sehr gut bis befriedigend im Mittel gut
videoassistierte, visuelle Auswertung	5 - Bernhardt et al. [16] - Keenan et al. [17] - Mackey et al. [18] - v. Swearingen [19] - van Loo et al. [14]	sehr gut bis ungenügend im Mittel befriedigend	sehr gut bis ungenügend im Mittel befriedigend
Kraftmessplatten	2 - McDonough et al. [20] - Bilney et al. [21]	keine Aussage	sehr gut
videoassistierte, 3D-GA	1 - Mackey et al. [18]	sehr gut	sehr gut
3D-US-Topometrie	1 - Portscher et al. [22]	keine Aussage	sehr gut

1.3.3. Ergebnisse Validität

Zu Validitäts-Gesichtspunkten nehmen von den gesehenen 26 Studien überhaupt nur 3 Arbeiten Stellung, ausnahmslos Aussagen über die Konstruktvalidität von Messmethoden. Hier sind dann meist 2 verschiedene GA-Methoden in ihren Ergebnissen verglichen worden. Tabelle 1-2 führt die einzelnen Methoden in Gegenüberstellung auf.

Tab. 1-2 Validitätsaussagen der Arbeiten in einer Übersicht

Validität	Studien	GA-Methode	Vergleichsmethode
sehr gut	1 - van Loo et al. [14]	visuelle Beobachtung	videoassistierte, visuelle Auswertung
sehr gut	1 - Mackey et al. [18]	videoassistierte, visuelle Beobachtung	videoassistierte, 3D-GA
sehr gut	1 - McDonough et al. [20]	videoassistierte, visuelle Beobachtung	paper/pencil-Methode

In allen Arbeiten wird die Konstruktvalidität der Methoden als sehr gut angenommen. Die einzelnen Mess-Parameter korrelieren also bei Aufnahme

durch verschiedene Verfahren hervorragend. In allen Studien sind aber nur allgemeine Gang-Parameter, wie Schrittlänge, Kadenz und Schwungphase verglichen worden. Die in den modernen 3D-Verfahren zusätzlich gewonnenen Aussagen zu Winkelgeschwindigkeiten, range of motion oder Gelenkwinkeln spielten bei diesen Untersuchungen keine Rolle. Insgesamt ist auch mit Bezug auf die Validität von GA-Methoden die Studienlage dünn, nur einzelne Verfahren sind beleuchtet.

1.3.4 Zusammenfassung Literatur-Review

In der von uns gefundenen Literaturdichte spiegelt sich natürlich sowohl die zeitliche Präsenz als auch der technische Aufwand der etablierten GA-Methoden wieder. Während die ohne große Ausrüstung und Vorbereitung durchzuführenden visuellen und videoassistierten Beobachtungen doch relativ häufig Bestandteil von Studien waren, sind die modernen 3D-Verfahren nur eingeschränkt untersucht. Dies liegt sicher auch an ihrer zeitlichen und technischen Aufwendigkeit. Viele dieser Methoden sind an ein gut ausgestattetes Ganganalyselabor und teure Apparaturen gebunden und im klinischen Alltag sicher nur für spezielle Fragestellungen einsetzbar. In Zusammenschau der von uns ausgewerteten Arbeiten ist eine belegte Überlegenheit der 3D-Methoden in Bezug auf die Reliabilität aber sicher zu erwarten. Die subjektive, meist von der Erfahrung des Untersuchers abhängige, Gangbeurteilung wird in der nur befriedigenden Zuverlässigkeit der visuellen und videoassistierten Beurteilungen deutlich. Unter diesem Gesichtspunkt scheinen die 3D-Verfahren zwar technisch aufwendiger, aber in der Beurteilung sicherer. Dies wird in der jeweils sehr guten Einschätzung im Rahmen dieser Studien deutlich.

Um sichere Validitätsaussagen zu den einzelnen Methoden zu treffen, ist die von uns eingeschlossene Studienanzahl zu gering. Dazu sind weitere methodenspezifische Untersuchungen und Studien notwendig.

1.4. Anwendung der Ganganalyse in der Humanmedizin

Die klinische Ganganalyse hat weite Verbreitung in der Diagnostik und Therapie vor allem bei Krankheiten des Bewegungssystems und des Nervensystems gefunden. So gehört zumindest die visuelle Inspektion des Ganges zu jeder gründlichen traumatologisch-orthopädischen oder neurologischen Untersuchung hinzu. Gangbildpathologien sind sowohl bei funktionellen, als auch bei strukturellen Defiziten im Bewegungs- und Nervensystem oft richtungsweisend in der klinischen Diagnostik. So kann das bekannte Duchenne-Hinken Hinweise auf strukturelle Beinverkürzungen oder Koxarthrosen, aber auch auf funktionell abgeschwächte Abduktoren oder Belastungsschmerz geben. Unter neurologischem Schwerpunkt gibt z. B. die Zirkumduktion beim Laufen Hinweise auf apoplektisch/ hemiplegische, zentralnervöse Störungen. Auch bekannt sind typische Gangdefizite bei M. Parkinson mit kleinen Schritten, Anlaufschwierigkeit und reduzierter Hüftbewegung. Häufig sind sowohl muskuloskelettale als auch neurologische Befunde kombiniert als Defizitursache zu betrachten. Auch psychische Störungen sind meist kombiniert mit Bewegungsstörungen (Bewegungsarmut des Oberkörpers, schleppender Gang, langsame Schrittbewegungen) und oft deutliches äußeres Zeichen der Gemütslage. Deshalb ist die einschätzende visuelle Ganganalyse aus dem klinischen Alltag nicht wegzudenken. Die Zuverlässigkeit dieser visuellen Methoden ist nicht besonders hoch, aber ihr klinischer Nutzen wächst mit der angewandten Systematik.

Schwerpunkt der modernen, technisch assistierten Ganganalysen der 2D- und 3D-Erfassung sind vergleichende Untersuchungen mit Normalwerten oder Normalgruppen und Verlaufskontrollen. Durch die im Vergleich zu visuellen Methoden geringere Untersucherabhängigkeit ist eine Gegenüberstellung von Werten unterschiedlicher Messungen besser möglich. Dies ist Voraussetzung für Vergleichbarkeit. Die Definition von Normalwerten der Gangfunktion außerhalb der Weg-Zeit-Parameter war erst über diese Verfahren möglich, da hier Messwerte der Kinematik und Kinetik eindeutig dokumentierbar sind.

Vor allem bei orthopädisch-traumatologischen Fragestellungen, z. B. vor und nach Endoprothesenimplantationen, sind diese kinematisch-kinetischen Betrachtungen von Interesse. Weiterhin sind Verlauf und Ergebnis von rehabilitativen Maßnahmen und begutachtende Fragestellungen durch die vergleichende Ganganalyse messbarer und objektiv dokumentierbarer geworden.

2. Aufgabenstellung

2.1. Untersuchungen zur Reliabilität der Methode

Ziel des ersten Abschnittes der Arbeit ist ein Beitrag zur wissenschaftlichen Unterlegbarkeit der 3D-Ultraschalltopometrie Zebris® als Ganganalyseverfahren. Es werden an n=20 Patienten mit Spondylitis ankylosans Messzyklen von ca. 200 Schritt Dauer aufgezeichnet. Nach Pause und Rekalibrierung der Messanordnung werden insgesamt 3 Aufzeichnungen durchgeführt. Nach statistischer Auswertung sollen Aussagen zur intrasession-Reliabilität der Methode getroffen werden.

Die Arbeitshypothese zu 2.1. wird wie folgt formuliert:

- Bei Ganganalysemessungen mittels 3D-Ultraschalltopometrie besteht eine gute bis sehr gute Wiederholbarkeit der Messungen innerhalb einer Untersuchungssitzung. Die intrasession-Reliabilität als Teil der wissenschaftlichen Methodenbeurteilung ist gegeben.

Die von uns dokumentierten Ergebnisse sind in den Rahmen der schon veröffentlichten Arbeiten zur Methodenevaluierung einzuordnen.

2.2. Identifizierung von Gangbildstörungen bei SpA-Patienten

Im klinischen Abschnitt der Arbeit soll zunächst durch Erhebung von Assessment-Fragebögen und klinische Beurteilung eine Defizit-Einschätzung bei SpA-Patienten erfolgen. Diese Daten sind dann mit den technisch erhobenen Ganganalyseparametern zu vergleichen. Zur Definition von Normalwerten wurden parallel gesunde Probanden vermessen. Diese Daten dienen uns zur statistischen Vergleichsanalyse mit Hilfe einer Kontrollgruppe n=16.

Nach klinischer Vorerfahrung und bei bekannten strukturellen Veränderungen im Verlaufe der Spondylitis ankylosans Erkrankung sind Auswirkungen auf die Funktion des Bewegungssystems der Patienten zu

erwarten. Insbesondere schmerzhafte Bewegungseinschränkungen kommen im klinischen Alltag häufig vor. Deshalb soll in einem weiteren Arbeitsgang geprüft werden, ob SpA-Patienten mit spezifischen Gangbildveränderungen auffallen.

Die Arbeitshypothesen zu 2.2. werden wie folgt formuliert:

- Patienten mit krankheitsbedingten Defiziten (Selbsteinschätzung durch Assessments, Fremdeinschätzung durch Dokumentation klinisch auffälliger Defizite) haben auch Funktionspathologien im Gangbild.
- SpA-erkrankte Patienten fallen mit gestörtem Gangbild auf. Vor allem Becken- und Hüftbewegungen zeigen Defizite.

3. Material und Methoden

3.1. Patienten und Probanden

Zur Beantwortung der formulierten Fragestellungen wurden wir hier sowohl Ergebnisse von Patienten- als auch von Probandenmessungen herangezogen. In der Literatur beschriebene Normalwerte für den menschlichen Gang (Hegewald 1999 [23], Saunders et al. 1953 [8]) stellen hier für uns wichtige Orientierungsmarken dar. Da diese jedoch jeweils mit unterschiedlichen Methoden und ohne Einbezug der 3D-Ultraschalltopometrie definiert wurden, sehen wir die vergleichende Messung mit einer eigenen Kontrollgruppe als wichtig an.

Das uns zur Verfügung stehende Patientengut umfasst auf der einen Seite erheblich erkrankte Patienten mit deutlichen Funktions- und Strukturdefiziten vor allem des Bewegungssystems. Diese Defizite haben hier nicht selten auch Einschränkungen oder klinische Relevanz bei Mobilität und Gangbild. Auf der anderen Seite stehen uns aber auch nur gering eingeschränkte Patienten mit leichten Funktionsdefiziten z. B. nach Sportverletzungen der oberen Extremität oder im Rahmen von Routineuntersuchungen zur Belastungsbeurteilung zur Verfügung. Hier sind als normal anzunehmende Mobilität und Gangfunktion zu dokumentieren. Es kann also sowohl ein Patientenkollektiv, als auch ein Probandenkollektiv rekrutiert werden.

3.1.1. Auswahlkriterien zur Studienaufnahme

Alle an der Studie teilnehmenden Patienten stammen aus den am Institut für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena durchgeführten Dispensaire-Sprechstunden für Spondylitis ankylosans des 1. und 2. Quartals 2003. Hier ist im Rahmen der Konsultationen nach der Bereitschaft zur Studienteilnahme gefragt worden. Der Umfang und die Durchführung der Untersuchungen sind im Detail erläutert und dargestellt worden, ein Aufklärungsbogen und das Patienteneinverständnis zur anonymisierten

Datenverarbeitung sind schriftlich fixiert. Es entstand dadurch ein in der Krankheitsausprägung und der Funktionseinschränkung heterogenes Kollektiv. Durch den betreuenden Arzt war keine subjektive Auswahl möglich, jeder Patient wurde um Einverständnis gebeten.

Die Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien erfolgte dann anschließend. Diese Kriterien sind im Vorfeld benannt worden.

Einschluss:

- Diagnose durch Anwendung der modifizierten New York-Kriterien gesichert
- Krankengeschichte >5 Jahre
- Keine Traumata oder OP's der unteren Extremität/ Becken/ WS seit 5 Jahren

Ausschluss:

- Akuter Schub, akute Verschlechterung des Krankheitsbildes
- Laufen ohne Hilfsmittel nicht möglich

Bei der Definition der Einschlusskriterien war uns natürlich zuallererst wichtig, dass die Werte einer Ganganalyse nicht durch andere beeinflussende Erkrankungen oder Defizite verfälscht werden. Im Vordergrund sollten hier die durch Spondylitis ankylosans verursachten Funktionsdefizite der unteren Extremität stehen. Deshalb setzten wir den eingrenzenden Zeitraum >5 Jahre. In diesem Zeitraum sollten keine die Gehfunktion verändernden Ereignisse oder Erkrankungen aufgetreten sein. Im Weiteren wendeten wir zur Diagnosesicherung die international üblichen New-York-Kriterien von 1984 zur Bechterew-Identifizierung an (van der Linden et al 1984 [24]). Diese sind in Tab. 3-1 zur Einsichtnahme aufgeführt. Das gleichzeitige Auftreten von klinischen und radiologischen Diagnosekriterien ist in den Krankenakten der Patienten dokumentiert.

Andere bekannte Kataloge sind 1963 als ROM-Kriterien und 1990 nach Mau [25] erarbeitet wurden. Diese werden jedoch in der Diagnosestellung heute nur noch vereinzelt verwendet bzw. haben sich nicht durchgesetzt.

Tab. 3-1 Die modifizierten New-York-Kriterien von 1984

1.	<i>Klinische Kriterien</i> – tiefsitzender Rückenschmerz und Steifigkeit für mehr als 3 Monate mit Besserung durch Bewegung, aber nicht durch Ruhe – Bewegungseinschränkung der LWS in sagittaler und frontaler Ebene – Einschränkung der Thoraxexkursion (alters- und geschlechtsabhängig)
2.	<i>Radiologisches Kriterium</i> – Sakroiliitis mindestens Grad 2 beidseits oder Grad 3–4 einseitig
Definitive AS liegt vor wenn das radiologische Kriterium und mindestens ein klinisches Kriterium erfüllt sind	

Da es sich bei der SpA um eine chronische Krankheit mit langsam progredientem Verlauf handelt, ist hier weiterhin ein Erkrankungszeitraum >5 Jahren benannt worden. Als Start sehen wir den Erstdiagnose-Zeitpunkt an, wohl wissend, dass schon zu diesem Datum ca. 5-10 Jahre Krankheitssymptome bestehen. Feldtkeller 1999 [26] schreibt hier von einer durchschnittlichen Zeitdauer vom ersten Symptom bis zur Diagnosestellung bei Männern von 8,4 Jahren und bei Frauen von 9,8 Jahren.

Ausschlusskriterien ergeben sich aus der Gestaltung der Studie ebenfalls. So sollten die Anforderungen der Messmethode erfüllt werden können. Dazu gehört, dass der Patient ohne Hilfsmittel auf einem Laufband gehen können muss. Personen mit Orthesen- oder Prothesenversorgung, Gehstützenpflichtigkeit oder erheblich eingeschränkter Rumpfstabilität im alltäglichen Gang konnten somit nicht in die Studie eingeschlossen werden. Im Vordergrund stand natürlich hier die Sicherheit der Patienten auf dem ungewohnten Medium Laufband.

Aufgrund des schubweisen Verlaufes der Spondylitis ankylosans können mögliche akute Beeinträchtigung des Allgemeinzustandes und zusätzliche, vorübergehend verstärkte, schmerzhaft eingeschränkte Bewegungen auftreten. Solche Patienten wurden in der Sprechstunde ebenfalls detektiert und aus dem Studienpool ausgeschlossen.

3.2. Strukturmerkmale der Patientengruppe

3.2.1. Demografische Daten

Zur Durchführung unserer Untersuchungen erklärten sich insgesamt 20 Personen einverstanden, 5 weibliche und 15 männliche Patienten. Die Altersstruktur wurde zwischen 38 und 69 Lebensjahren dokumentiert, der Medianwert des Patientenalters lässt sich auf 60,5 berechnen. Zusätzlich ist im Rahmen der Aufnahmeuntersuchung der die Gangfunktion beeinflussende Body-Mass-Index ermittelt worden.

Tab. 3-2 u. 3-3 BMI-Klassifikation (nach DGE, Ernährungsbericht 1992)

Alter	"wünschenswerter" BMI
19-24 Jahre	19-24
25-34 Jahre	20-25
35-44 Jahre	21-26
45-54 Jahre	22-27
55-64 Jahre	23-28
>64 Jahre	24-29

Klassifikation	m	w
Untergewicht	<20	<19
Normalgewicht	20-25	19-24
Übergewicht	25-30	24-30
Adipositas	30-40	30-40
massive Adipositas	>40	>40

Hier bewegt sich die Spannweite zwischen 22 und 32. Im Mittel und Median zeigt sich ein Wert um 27, der in Verbindung mit dem Alters-Median um 60,5 eine im „wünschenswerten“ Rahmen mögliche Einordnung des Patientengewichtes erlaubt (siehe Tab. 3-2 und 3-3). Es sind nach altersgewichteter Einschätzung, wie von der dt. Gesellschaft für Ernährung empfohlen, insgesamt 3 Patienten als übergewichtig und 3 Patienten (ausnahmslos Männer) als adipös einzuschätzen. Diese Verteilung spiegelt auch die in den Ernährungsberichten der letzten Jahre wiedergegebenen Verteilungsmuster in der Bevölkerung wider. Hier ist der zunehmende Trend zu Übergewichtigkeit und Fehlernährung regelmäßig aufgezeichnet.

3.2.2. Assessmentsysteme

Zur weiteren, patientenbezogenen Einschätzung der subjektiven Krankheitsauswirkungen und „gefühlten“ Defizite im Rahmen von Erkrankungen oder Behinderungen haben sich im klinischen Alltag zunehmend Assessments anhand von Fragebögen durchgesetzt. Hier sind eine Vielzahl von allgemeinen und krankheitsspezifischen Verfahren gebräuchlich und validiert. Zur Abbildung der Defizite unserer Patienten sind die „Visuelle Analogskala – VAS“, der „European Quality of Life Questionnaire Test – EQ-5D“ und der „Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index – BASFI“ ausgewählt worden.

Die Visuelle Analogskala (VAS) ist ein semiquantitatives Verfahren für die subjektive Messung einer Empfindungsstärke (z.B. Schmerz oder Juckreiz). Sie diene uns als einfaches Instrument zur Darstellung der momentanen, schmerzbedingten Einschränkungen des Patienten. Der Patient muss dabei seine Empfindung auf einer Skala von 0 (=keine Empfindung) bis 100 (=stärkste vorstellbare Empfindung) einschätzen. Bei wiederholter Dokumentation gibt diese Methode einen orientierenden Überblick über den zeitlichen Verlauf und den Erfolg einer Therapie. Die klinische und wissenschaftliche Einführung erfolgte durch Huskisson et al. 1974 [27].

Als krankheitsspezifisches Assessment stand uns der BASFI zur Verfügung. 1994 schlugen Calin et al. [28] den BASFI (Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index) vor. Er ist heute das international gebräuchliche Werkzeug zur Beurteilung der Behinderung von Spondylitis-ankylosans-Patienten bei Alltagsverrichtungen.

Auch er wird anhand eines Fragebogens ermittelt. In dem Fragebogen werden eine Reihe von Alltagsverrichtungen aufgeführt, anhand deren sich die Behinderung gut abschätzen lässt. Allerdings wurde bei der Erprobung festgestellt, dass sich viele Spondylitis-ankylosans-Patienten nicht weit vom günstigen Ende der Skala befinden, so dass eine weitere Besserung nur schwer erfasst werden kann. Die Einbeziehung schwierigerer Alltagsverrichtungen hätte die Aussagekraft erhöht.

Nach Auswertung der 10 gestellten Fragen ergeben sich Summenwerte zwischen 0 und 100, wobei mit ansteigender Ergebniszahl die subjektiven Lebensbeeinträchtigungen zunehmen.

Der EQ-5D, European Quality of Life Questionnaire Test, ist ebenfalls ein Selbstbeurteilungsverfahren zur Erfassung der krankheitsübergreifenden Lebensqualität. Dieser ergänzt die krankheitsspezifische Testung durch gesundheitsbezogene Befragung. Er ist ein in deutscher Sprache verfügbarer Fragebogen, der, ähnlich dem BASFI, eine eindimensionale Maßzahl zur Erfassung der Lebensqualität bereitstellt. Nach Ermittlung des subjektiven Gesundheitszustandes kann unter Nutzung von „Value-Sets“ ein Lebensqualitätsindex-Score gebildet werden, der einem bewerteten Gesundheitszustand im Vergleich zu einer Referenzgruppe entspricht (von der Schulenburg et al. 1998 [29], Brooks et al. 1996 [30]). Die Objektivität des Tests ist durch seine standardisierte Durchführung und Auswertung gegeben. Inhaltliche Validität und Konstruktvalidität des EQ-5D können durch die Abdeckung wesentlicher Gesundheitsdimensionen bzw. Korrelationen mit soziodemographischen Merkmalen angenommen werden. Zusätzlich finden sich in der Literatur zahlreiche Studien, welche die Validität des EQ-5D bei verschiedenen Patientenkollektiven und im Vergleich zu anderen Lebensqualitätsmessverfahren untersucht haben (Coons et al. 2000 [31], Fransen et al. 1999 [32], Seitz et al. 2001 [33]). Im Vergleich zu den anderen verwendeten Assessments ist in der statistischen Betrachtung zu beachten, dass ein maximal möglicher Score 100 im EQ-5D der unbeeinträchtigten Gesundheit entspricht.

Die in diesen Fragebogen-Auswertungen gewonnenen Erkenntnisse sind zur Patientengruppen-Charakterisierung in Abbildung 3-1 zusammengefasst. Zur besseren und gemeinsamen Darstellung sind alle Ergebnisse in 1/4-Teilabschnitte eingeteilt.

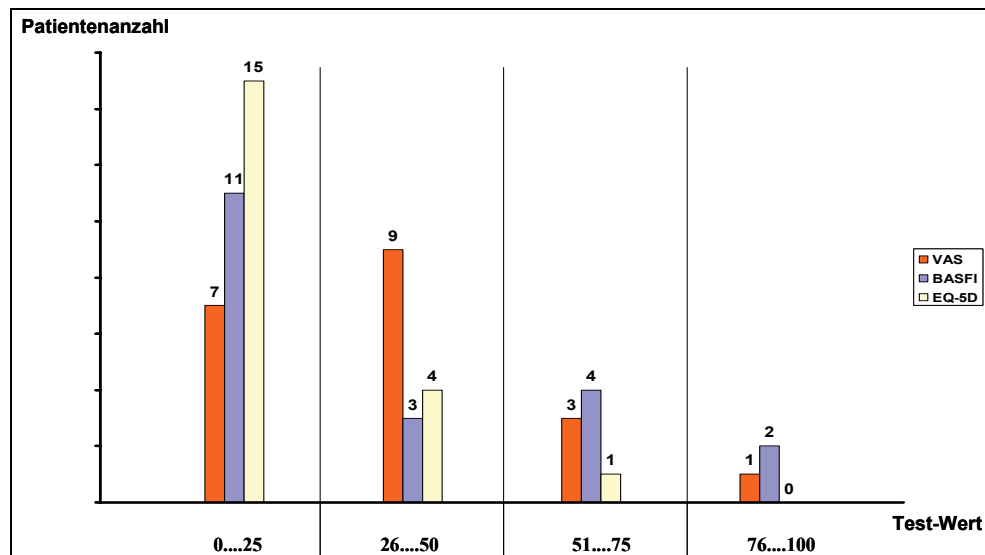


Abb. 3-1 Assessmentergebnisse der Patientengruppe

Der überwiegende Teil der im krankheitsspezifischen Assessment BASFI per Selbsteinschätzung dokumentierten Patienten ist in den ersten beiden Vierteln abgebildet. Dies spiegeln auch die gewichtet gebildeten Mittel- und Medianwerte wider (33 und 22). Auch in der, den Schmerz abbildenden, VAS-Einschätzung sind bei Mittel- und Medianwerten von 38,4 und 42 die Hauptanzahl der Patienten im 1. und 2. Viertel einzuordnen. Die ergänzende Selbsteinschätzung der krankheitsübergreifenden Gesundheit durch EQ-5D gibt die Gruppencharakteristik in ähnlicher Art und Weise wieder. Es ist also insgesamt von einem im Durchschnitt leicht- bis mittelgradig beeinträchtigtem Patientenkollektiv auszugehen. Da von vornherein per Ausschlusskriterien aber eine Selektion von uneingeschränkt gehfähigen Patienten ohne akuten Krankheitsschub erfolgte, wird hier diese Auswahl per Assessment-Dokumentation noch einmal deutlich.

3.2.3. Item-Klinik

Zur weiteren Merkmalsbeschreibung der Patientengruppe ist vorab eine klinische Untersuchung erfolgt. Neben der Abfrage von Ausschlusskriterien diente diese vor allem dazu, etwaige Funktionsdefizite im Bewegungsumfang der Gelenke der unteren Extremität und der Muskulatur

strukturiert zu erfassen. Zu dokumentieren waren hier insbesondere die Beweglichkeit von ISG, Hüfte, Knie und OSG in den jeweils anatomisch möglichen Richtungen. Die dazu notwendigen Grenzwerte sind im Patienten-Stammblatt fixiert und stammen aus dem Lehrbuch Orthopädie von Niethard und Pfeil 1997 [34]. Zusätzlich wurden noch Muskelfunktionswerte der rumpfnahen, hüftgelenksführenden Mm. Iliopsoas und Gluteus maximus beidseits erfasst. Zur Vereinfachung der Dokumentation und Verarbeitung sind die Ergebnisse in Zahlenform im Rahmen eines Index wie folgt verarbeitet:

Tab. 3-4 Klinik-Item der einzelnen Patienten

Patient	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Hüfte Ex/Flex		2						2	1							1	1			1
Hüfte Ab/Add	2	2	2	2				2	1											1
Hüfte Iro/Aro	2	2		2			1	2	1		2	1	1	2					2	1
Knie Ex/Flex																	2			
OSG Plant/Dors.		2																		
ISG	2	2	1	1	2		1	2	2	2	2		1	2	1		2	1	2	2
M. iliopsoas	1	1		2	2		1	2	2	1	1		2	2	2	2			2	2
M. gluteus max.										2										
Item-Klinik	7	11	3	7	4	0	3	10	7	5	5	1	4	6	3	3	5	1	6	7

einseitig path. Befund: 1
beidseitig path. Befund: 2

Dabei sind Untersuchungen ohne pathologische Befunde numerisch mit 0 bewertet, einseitige und beidseitige Pathologien jeweils mit 1 und 2 gekennzeichnet. Bei 8 eingehenden Messungen ergibt sich ein maximal pathologischer Klinik-Item von 18. Dieser wird von keinem Patienten erreicht, so dass bei den Patienten insgesamt von einer leichten bis mittelgradigen Funktionseinschränkung der unteren Extremität ausgegangen werden kann.

Die Item-Verteilung innerhalb des Patientenkollektives ist quartilweise zusammengefasst in Abbildung 3-2 dargestellt.

3.2.4. Item- Ganganalyse

Als technisch-apparative Gegenüberstellung zu dem durch klinische Untersuchungen fixierten Klinik-Item, ist nach erhobener Ganganalyse und Auswertung ein Ganganalyse-Item konstruiert worden. In diesen gingen alle Parameter der Messung als binärer Wert ein (1 = pathologischer Messwert, 0 = Messwert im Normbereich). Die zur Einschätzung notwendigen Normalwerte definierten wir nach Auswertung aller eigenen Messungen einer Kontrollgruppe wie im folgenden Absatz 3.3. beschrieben. Insgesamt gingen 45 erhobene Parameter in die Bildung ein, so dass hier ein maximal pathologischer Item von 45 Punkten möglich war. Abbildung 3-2 illustriert, wie die Verteilung der Patienten nach Quartilen bei diesem Maximalwert ist.

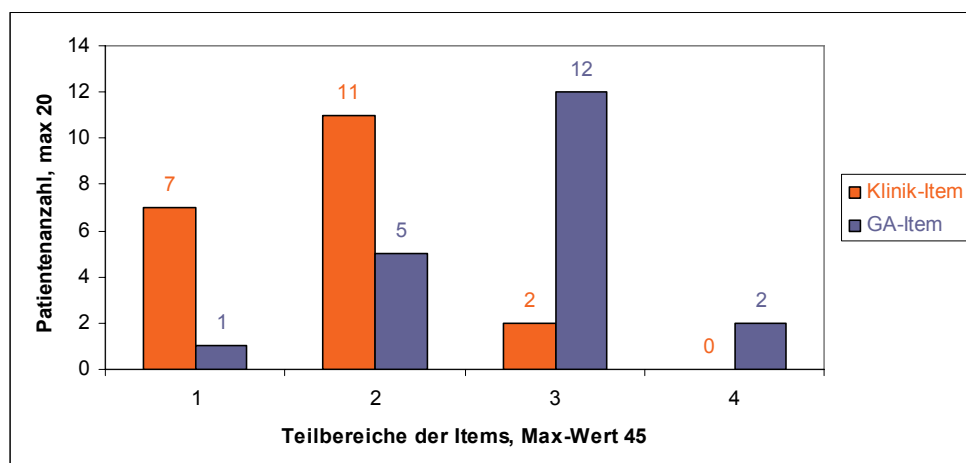


Abb. 3-2 Patientenverteilung Klinik-Item und GA-Item

Dadurch wird deutlich, dass nach Kriterien des Klinik-Items die Hauptzahl der Patienten mit geringen Beeinträchtigungen und klinisch erfassbaren Veränderungen auftreten, nach apparativer Diagnostik aber im Vergleich zur Normalgruppe relativ deutliche funktionelle Defizite zu dokumentieren sind.

3.3. Strukturmerkmale der Kontrollgruppe

Die Vorab-Zusammenstellung und -messung einer Kontrollgruppe wurde als notwendig angesehen. Nach umfangreicher Literaturanalyse lassen sich

zwar relativ einfach Normalwerte für Gelenkbeweglichkeiten und –winkel der unteren Extremität und der Funktion Gang extrahieren, methodenbezogen ist allerdings keine validierte Normalwert-Tabelle veröffentlicht. Deshalb waren Messdurchläufe mit Probanden zur Definition von methoden-bezogenen Vergleichswerten notwendig.

Die von uns rekrutierten Probanden sind vor Messung sowohl anamnestisch, als auch klinisch zum Ausschluss von schweren Funktions- und Strukturdefiziten des Bewegungssystems untersucht, mit der Messmethode vertraut gemacht und aufgeklärt worden. Insgesamt ist aber klinisch kein umfangreicher Auswahltest erfolgt, hier soll zur Bildung eines Normal-Kollektives bewusst die Bandbreite gangbeeinflussender Varianzen in Kauf genommen werden. Insgesamt besteht dieses Kollektiv aus 16 Probanden, die demographisch zwischen 25 und 35 Lebensjahren und bei 10 weiblichen und 6 männlichen Geschlechts einzuordnen sind.

Zur Definition von Normalwerten der Ganganalyseparameter ist die statistische Methode der Perzentilbildung genutzt wurden, Werte zwischen dem 25. und 75. Perzentil definierten somit die von uns verwendeten Normalwerte. Insgesamt kommen so methodenadaptierte Normalwerte zum Einsatz.

3.4. Messverfahren 3D-Ultraschalltopometrie

Die umfangreichsten Funktionsanalysen des Ganges lassen sich mit technischen Ausrüstungen erreichen, die in der Lage sind, dreidimensionale Bewegungsabläufe zu dokumentieren.

Im Vergleich zur 2D-Messung, die größtenteils nur in Sagittal- und Transversalebene Bewegungen erfasst, lässt sich mit den modernen Verfahren (Ultraschall-Topometrie, Vicon-Videoanalyse usw.) im 3D-Bereich, also zusätzlich in der Frontalebene, aufzeichnen. Da die Funktion des Ganges auch durch dreidimensionale Bewegungsabläufe z. B. des Hüftgelenkes und der Beckenebene charakterisiert wird, sind hier umfangreichere Aussagen und Rückschlüsse möglich.

Zur technischen Durchführung der Ganganalyse-Tests stand uns das 3D-Ultraschall-Topometriesystem der Firma Zebris® im Zusammenhang mit einem Profi-Laufband der Firma H&P zur Verfügung.



Abb. 3-3 Ganganalyse-Messplatz, Zebris® -Ultraschall-Topometrie

Wie im Bild Abb. 3-3 dargestellt, werden zwei Empfangseinheiten mit jeweils 3 Ultraschallmikrofonen beidseits des Laufbandes aufgestellt. Dabei wird auf gleiche Seitabstände und Höhen geachtet. Diese werden in der Auswertesoftware hinterlegt. Die Digitalisierung der von den Mikrofonen stammenden Signale wird durch eine zwischengeschaltete Wandlereinheit übernommen.

An den unteren Extremitäten der Messpersonen werden per Klebefolie jeweils 4 Ultraschalldonatoren über den großen Gelenken angebracht, die kontinuierliche Signale in Richtung der US-Mikrophone abstrahlen. Durch die im Gang sich ständig verändernde Entfernung der Donatoren zum Mikrophon werden die für die Gangaufzeichnung wichtigen Winkel und Winkelgeschwindigkeiten digital aufgezeichnet.

3.5. Vorbereitung und Durchführung

Da für Probanden und Patienten das Gehen auf einem Laufband zunächst ungewohnt erscheint, wird hier einleitend eine Eingewöhnungsphase von

10-15 Minuten absolviert. Dabei führen wir mit dem Patienten Laufübungen bei verschiedenen Geschwindigkeiten und Steigungen aus, so dass hier ein guter und sicherer Umgang mit dem Übungsmittel entsteht. Gegen Ende wird der laut Patienteneinschätzung als subjektive Wohlfühlgeschwindigkeit V_s benannte Bandumlauf ermittelt.

3.5.1. Subjektive und relative Laufgeschwindigkeit

Die individuelle Gestaltung der Gangabläufe und Gangparameter hängt wesentlich von der vorgewählten Laufgeschwindigkeit ab. Auch gesunde Probanden entwickeln erst ab einer Geschwindigkeit von ca. zwei km/h ein unauffälliges Gangbild (Hegewald et al. 1999 [23]). Insbesondere Patienten mit Beeinträchtigungen des Bewegungssystems müssen beim Laufen oft mehr Energie aufwenden als gesunde Personen, dementsprechend passen sie meist ihre Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit nach unten an. Diesem Umstand soll mit der Messdurchführung unter zwei Voraussetzungen Rechnung getragen werden. Eine Messung wird bei vom Patienten bestimmter Laufgeschwindigkeit v_s durchgeführt, eine weitere unter Berücksichtigung anthropometrischer Daten. Insbesondere die Beinlänge oder Körpergröße beeinflusst wesentliche Parameter der Ganganalyse, so dass hier zur Verbesserung der Datenvergleichbarkeit zusätzlich eine standardisiert vorgegebene Messgeschwindigkeit v_r eingesetzt wird.

Subjektive Laufgeschwindigkeit v_s	Gemeinsam mit dem Patienten in der Eingewöhnungsphase auf dem Laufband ermittelte Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit.
Relative Laufgeschwindigkeit v_r	In Abhängigkeit zur Körpergröße vordefinierte Laufgeschwindigkeit, Ermittlung durch $v_r = \frac{v}{L_0}$, dabei entspricht L_0 der Körpergröße des Patienten

3.5.2. Vorbereitung der Patienten/ Probanden

Bei erheblich aufwendigem, technischem Verfahren erfolgt nun die Präparation der Patienten. Es werden seitlich, über folgenden Gelenken des rechten und linken Beines Ultraschall-Donatoren angebracht:

- Metatarso-Phalangealgelenk 5. Strahl, **Marker 4**
- Lateraler Malleolus, als Drehpunkt für OSG, **Marker 3**
- Lateraler Gelenkspalt des Kniegelenkes, **Marker 2**
- Trochanter major, als extrapolierte Drehpunkt des Hüftgelenkes, **Marker 1**

Hierbei wird auf sichere Fixierung und Signalgebung in Richtung der seitlichen Mikrofone geachtet. Die jeweiligen Kabel münden in einem bequem durch Taillenband am Körper des Patienten befestigten Verstärker.

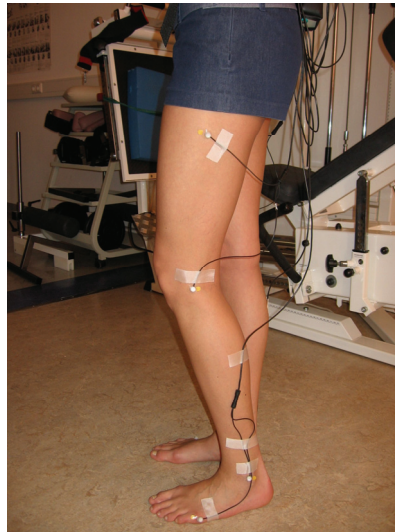


Abb. 3-4 Markerfixierung an der unteren Extremität

Da durch diese „Verkabelung“ wieder eine gewisse Sicherheit und Gewöhnung erreicht werden muss, wird die Eingewöhnungsphase in kürzerer Dauer wiederholt. In dieser Phase lassen sich alle Ultraschall-Sender noch einmal auf sichere Befestigung und Kontakt zum seitlichen Empfänger hin prüfen.

Parallel wird jetzt die Software auf die Datenaufnahme vorbereitet. Es erfolgen die Eingabe von Patientendaten, Laufgeschwindigkeit und Koordinaten der am Patientenbein fixierten Ultraschall-Sender. Jetzt erscheint hier ein schematisiertes Bewegungssystem der unteren Extremität. Es lassen sich sämtliche Bewegungen als Vektoraufzeichnung am PC nachvollziehen.

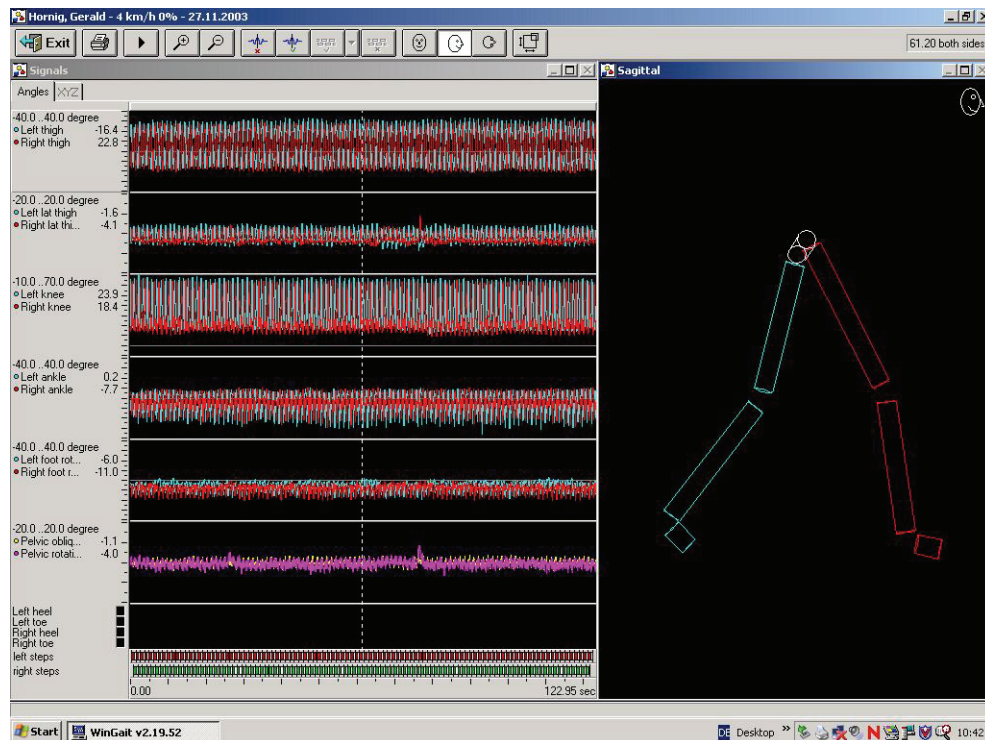


Abb. 3-5 Bildschirmprint des PC-Arbeitsplatzes

3.5.3. Messdurchgang

Nachfolgend werden jeweils 3 Messungen mit v_r und v_s nach folgendem Muster absolviert:

- Steigung 0°
- Aufzeichnungsbeginn 30 Sekunden nach Erreichen der Messgeschwindigkeit
- Aufzeichnungsdauer 120 Sekunden, ca. 120-200 Schritte
- Pause von 2 min im Sitzen zwischen den Messungen
- Jeweils erneute Eichung des Systems vor jeder Messung

Technisch bedingt erreicht das Laufband erst nach einer kurzen Nivellierungsphase stabil die vorgegebene Geschwindigkeit. Auch dem Patienten/ Probanden wird Gewöhnungszeit zugestanden, so dass die Aufnahme der Messdaten erst ca. $\frac{1}{2}$ min nach Start des Laufbandes begonnen wird. Durch Einhalten einer definierten Pause (Pausenzeit = Messzeit) soll dem Mitziehen von Ermüdungsartefakten vorgebeugt werden. Die Messabfolge zwischen v_r und v_s ist vorab mittels Research-Randomizer (www.randomizer.org) festgelegt. Dadurch soll ein stabiler Trainingseffekt als Fehlerquelle der Ganganalyseparameter bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten minimiert werden.

Die Rohdaten-Speicherung erfolgt mit der vom Hersteller mitgelieferten Software WinGait2. Jeweils jede Einzelmessung erzeugt eine eigene Datei, die manuell mit v_{r1} - v_{r3} und v_{s1} - v_{s3} bezeichnet wird und zur weiteren Nachbearbeitung nun digital zur Verfügung steht.

Hier zeigt sich der Vorteil eines laufbandgestützten Ganganalyseverfahrens. Es können kontinuierlich Daten über eine längere Gehstrecke erfasst werden. Dadurch stehen zu jeder Einzelmessung ca. 120-200 Schritte der Auswertung zur Verfügung.

Nach der erfolgten Datenaufnahme ist softwarespezifisch eine manuelle Nachbearbeitung notwendig. Zum Berechnen der allgemeinen Ganganalyseparameter muss per Marker der Zeitpunkt des Bodenkontaktes und –verlustes definiert werden. Dies lässt sich anhand der graphischen Vektordarstellung im Einzelbilderaufruf gut erreichen. Die Berechnung aller weiteren Parameter (ROM, Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten) erfolgt per Software markerunabhängig.

3.6. Messwerte und Ganganalyse-Parameter

Der per Zebris[®]-Software ausgegebene Report dokumentiert allgemeine Ganganalysedaten, ROM und maximale Auslenkungswerte der einzelnen Gelenke der unteren Extremität beidseits sowohl als Nominalwert als auch

graphisch. Die Übersicht der erhobenen Parameter ist in Tabelle 3-5 zusammengefasst.

Tab. 3-5 per Messverfahren erfasste Ganganalyseparameter

allgemeine Ganganalyse-Parameter	maximale Winkelauslenkungen	range of motion (ROM) = vollst. Bewegungsamplitude
- Schwungphase li/re Bein	- Flexion Hüfte li/re	- Sagittalebene Hüfte li/re
- Doppelsupport-Zeit li/re	- Extension Hüfte li/re	- Frontalebene Hüfte li/re
- Schrittlänge li/re	- Adduktion Hüfte li/re	- Sagittalebene Knie li/re
- Doppelschrittlänge	- Abduktion Hüfte li/re	- Sagittalebene OSG li/re
- Kadenz	- Flexion Knie li/re	- Transversalebene Fuß li/re
- Laufgeschwindigkeit	- Extension Knie li/re	- Frontalebene Becken
	- Dorsalextension OSG li/re	- Transversalebene Becken
	- Plantarflexion OSG li/re	
	- Innenrotation Fuß li/re	
	- Außenrotation Fuß li/re	
	- Beckenhebung	
	- Beckensenkung	
	- Ventralrotation Becken	
	- Dorsalrotation Becken	

3.6.1. Allgemeine Gangparameter

Unter diesem Kapitel werden alle Gangparameter, die unabhängig von Gelenken und Bewegungsregionen erhoben werden und den Gang insgesamt als komplexes Bewegungsmuster kennzeichnen, erfasst. Es werden jeweils der prozentuale Anteil der Stand- und Schwungphase jedes Beines sowie die Doppelsupport-Zeit (Zeit in Sekunden, in der beide Füße Bodenkontakt haben) eines Doppelschrittes erfasst. Hier ergeben sich bei im Vergleich zur Standphase verkürzter Schwungphase und verlängerter Doppelsupport-Zeit Indizien für einen unsicheren Gang. Im Ablauf wird versucht, die Phasen der Kraftverteilung auf ein Bein so kurz wie möglich zu halten. Weiterhin erfasst werden Wegparameter (Schrittlänge und Doppelschrittlänge in m), wobei die Doppelschrittlänge als Maß für einen kompletten Gangzyklus gilt. Da diese Parameter von den Körpermaßen der

Versuchspersonen abhängen, sind bei der Beurteilung die Werte der Messungen unter v_r (Laufgeschwindigkeit unter Berücksichtigung der Körpergröße) besonders aussagekräftig.

Die zeitabhängigen Größen Kadenz (Doppelschritte/s) und Laufgeschwindigkeit werden ebenfalls zu den allgemeinen, gangbeschreibenden Parametern gerechnet. Auch diese geben bei verminderten Werten Hinweise auf einen unökonomischen Gangablauf. Von Finley und Cody 1970 [35] durchgeführte Übersichtsuntersuchungen an Personen mit unauffälligem Gang dokumentierten subjektiv bevorzugte Ganggeschwindigkeiten zwischen 1 und 1,6 m/s.

3.6.2. Gelenkwinkel und „range of motion“

Zusätzlich zu den allgemeinen Ganganalyse-Parametern werden per Report alle gemessenen Gelenkwinkel angegeben. Der Vorteil der von uns verwendeten 3D-Topometrie besteht hier in der möglichen Beurteilung auch von Gelenkbewegungen in der Frontalebene. Extensions-, Flexions- und Rotationsbewegungen der Gelenke der unteren Extremität und des Beckens werden durch die Bewegung der Marker zueinander erfasst. Es werden im Verlauf der Analyse die Winkelgrade der Maximalauslenkungen in der Funktion Gang dokumentiert, nicht die maximal möglichen Gelenkwinkel. Die im Bereich der Knie und oberen Sprunggelenke erfassten Daten entsprechen hier den direkten Vektorbewegungen zwischen Marker 1 und 3 mit Drehpunkt Marker 2 (Kniegelenk) und zwischen Marker 2 und 4 mit Drehpunkt Marker 3 (oberes Sprunggelenk). Die Becken- und Hüftbewegungen erfasst das System aus der Loteichung zwischen Marker 1 und 3 sowie einer Distanzmessung vom Untersucher eingegebenen Hüftgelenks-Drehpunkt. Dies stellt einen Schwachpunkt der technischen Messanordnung dar, da hier die Erfahrung des Untersuchers eine wesentliche Rolle spielt. Fußbewegungen werden als Summation von Rotationsbewegungen in Hüfte und unterem Sprunggelenk sowie Lateralbewegungen der Metatarsalen erfasst und sind in der Bewertung auch als mehrgelenkige Funktion zu betrachten. Durch diese Werte ergeben sich

ebenfalls Indizien auf einen unökonomischen Gang, insbesondere seitendifferente Bewegungsabläufe und Ausweich- und Ausgleichsbewegungen werden deutlich.

Im Ergebnis der Erfassung der Maximalauslenkungen wird im Report für die im einzelnen betrachteten Gelenke und Bewegungen auch der „range of motion“-Wert angegeben. Per Software wird dieser durch Addition der entsprechenden Komplementärbewegungen in einer Ebene errechnet und stellt ein Maß für die vollständige Bewegungsamplitude dar.

3.7. Statistische Methoden

Die notwendigen statistischen Rechenvergleiche in dieser Arbeit wurden mit der Software „SPSS for Windows“ durchgeführt. Da, wie bei Obenaus et al. 1997 [36] beschrieben, bei den verwendeten Kollektiven nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden kann, entschieden wir uns für nichtparametrische Tests, welche bei nicht normalverteilten Variablen zum Einsatz kommen.

Die zur Beantwortung der Fragestellungen aufgenommenen Rohdaten lassen sich in zwei Datenkomplexe trennen, die unterschiedlich statistisch zu bearbeiten sind.

Der erste Datenkomplex dient der Beantwortung der intrasession-Reliabilitätsfragestellung. Dort sind im gleichen Kollektiv jeweils drei aufeinander folgende Messungen erfolgt. Wir verwendeten dort den Intraclass-Korrelationskoeffizienten als Maß der zeitlichen Stabilität der Messwerte.

Der zweite Datenkomplex soll signifikante Unterschiede zwischen zwei unabhängigen Kollektiven (Patienten/ Probanden) dokumentieren. Es sind deshalb metrische Daten auf Korrelation zu testen, wobei der Korrelationskoeffizient nach Pearson geeignet erscheint. Da jedoch bei einer Kollektivgröße von $n=20$ von nicht normalverteilten Daten ausgegangen werden muss, ist mit dem Rangkorrelationskoeffizienten nach Spearman zu schätzen. Der Spearmansche Korrelationskoeffizient liegt zwischen -1 (starke negative Übereinstimmung), 0 (keine Übereinstimmung) und +1

(starke positive Übereinstimmung). Weiterhin sind gleichartige Messungen an unterschiedlich strukturierten Gruppen erfolgt. Unter Annahme der Nicht-Normalverteilung unserer Daten wurde als nichtparametrisches Verfahren zur Beurteilung zweier unverbundener Stichproben der Mann-Whitney-Test angewendet. Mit dem u-Test wird überprüft, ob zwei untersuchte Grundgesamtheiten die gleiche Lage besitzen. Die statistische Berechnung ergibt die Irrtumswahrscheinlichkeit p . Da das zu erreichende Signifikanzniveau auf 5% festgesetzt wurde, ist bei p -Werten $< 0,5$ auf einen signifikanten Unterschied der Gruppen zu schließen.

4. Ergebnisse

4.1. Allgemeine Betrachtungen

Die Beantwortung von Fragestellungen in Bezug auf die Funktion Gang ist mit verschiedenen Methoden möglich. Für einfache klinische Aussagen und Vergleichsuntersuchungen reichen sicher die visuelle Betrachtung oder Videodokumentationen aus. Sind komplexere Aussagen zu treffen, bieten sich seit mehreren Jahren zunehmend etablierte 3D-Messplätze an. Insgesamt sind diese Untersuchungen aber noch technisch und zeitlich sehr aufwendig, so dass ein Einsatz in der klinischen Routine in der flächendeckenden Anwendung sicher noch nicht möglich erscheint. Die von uns benutzte 3D-Ultraschalltopometrie setzt entsprechende Räumlichkeiten und technische Investitionen (Laufband, US-Mikrophone in seitlichem Abstand zum Laufband, PC-Messplatz, verschiedene US-Donatorensätze) sowie einen zeitlichen Messaufwand von ca. 1h pro Patient/ Proband voraus.

In der täglichen Messanwendung zeigt sich die 3D-Ultraschalltopometrie als praktikables Verfahren, das auch von den Patienten/ Probanden gut angenommen wird. Abbrüche wegen Überlastung, Nichtakzeptanz oder zu langwieriger Untersuchung kamen nicht vor. Bei allen von uns durchgeführten Messungen ließ sich mit dem 3D-Ultraschalltopometrie-System eine sichere Datenaufnahme und –auswertung durchführen. In der täglichen Praxis bleibt diese Untersuchung aber sicher speziellen Fragestellungen oder Forschungsaufträgen vorbehalten, da insbesondere die Vorbereitung der Messungen (Patientenschulung und -vorbereitung, Markerpositionierung, hoher Geräteaufwand) einen erheblichen zeitlichen Aufwand beinhalten. Die Vorteile nach erhobener Messung sind die jederzeit wieder abrufbaren Daten und Ergebnisse sowie die Parameterdokumentation unabhängig des „Messfehlers“ menschliches Auge.

4.2. Schwerpunkt Reliabilität

Statistische Auswertungen sind von 3 aufeinander folgenden Untersuchungen und Messzyklen bei 2 verschiedenen Laufgeschwindigkeiten am Patientenkollektiv durchgeführt worden. Daraus resultieren Aussagen zur intrasession-Reliabilität, die zur wissenschaftlichen Beurteilung der Messmethode beigetragen sollen. Wesentliche Vorarbeiten sind zur Methode von Knoll et al. 2003 [37] und Malmström et al. 2003 [38] veröffentlicht.

Die zur klinischen Aussage dieser Arbeit wichtigen Messungen sind im Ablauf dreimalig wiederholt worden. Jeweils zwischenzeitig erfolgte eine 2-minütige Pause im Sitzen, danach eine erneute Eichung der Messanlage in Neutral-Null-Stellung. Diese Daten sind mit Hilfe des Spearmanschen Korrelationskoeffizienten ICC aufgearbeitet worden und erlauben uns eine Aussage über die sichere Wiederholbarkeit dieser Untersuchung unter möglichst gleichem Ergebnis.

Die errechneten Korrelationskoeffizienten sind im Folgenden in den Tabellen 4-1 bis 4-6 dargestellt.

Tab. 4-1 Dokumentation allg. GA-Parameter zur intrasession-Reliabilität bei 3 aufeinander folgenden Messungen, v_s
Messgang 1-3, n=20, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	subjektive Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
Schwungphase li [%]	45,95	2,09	45,47	1,87	46,18	1,85	0,88
Schwungphase re [%]	45,65	2,23	45,71	2,80	45,29	2,66	0,91
Doppelsupport li [s]	0,05	0,03	0,06	0,03	0,07	0,03	0,73
Doppelsupport re [s]	0,04	0,03	0,04	0,02	0,03	0,02	0,74
Schrittlänge li [m]	0,55	0,10	0,56	0,10	0,58	0,10	0,99
Schrittlänge re [m]	0,54	0,08	0,55	0,08	0,53	0,08	0,98
Doppelschrittlänge [m]	1,09	0,17	1,11	0,18	1,11	0,18	1,00
Kadenz [Doppelschritte/s]	0,90	0,08	0,90	0,08	0,90	0,08	0,99
Laufgeschwindigkeit [m/s]	0,98	0,20	1,00	0,20	1,00	0,20	1,00

Tab 4-2 Dokumentation Maximalwerte Gelenkbewegung zur intrasession-Reliabilität, v_s , $n=20$, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	subjektive Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
Flexion Hüfte li	26,45	4,90	26,53	4,72	26,71	5,21	0,98
Extension Hüfte li	11,85	2,96	12,12	2,57	11,65	2,96	0,95
Flexion Hüfte re	25,45	3,72	25,06	3,60	25,59	4,02	0,96
Extension Hüfte re	12,65	3,28	13,18	2,98	12,47	3,18	0,95
Abduktion Hüfte li	-1,55	5,75	-2,06	5,70	-2,00	5,56	1,00
Adduktion Hüfte li	10,20	5,27	10,88	5,01	10,82	5,20	1,00
Abduktion Hüfte re	-2,55	5,42	-2,71	5,38	-2,71	5,49	1,00
Adduktion Hüfte re	11,15	5,03	11,71	5,02	11,53	5,10	1,00
Flexion Knie li	60,05	8,41	60,76	7,20	60,82	7,02	0,99
Extension Knie li	5,90	6,29	6,35	6,71	6,24	6,88	1,00
Flexion Knie re	59,85	6,85	61,00	5,96	60,65	6,15	0,99
Extension Knie re	5,95	5,41	6,71	5,12	6,53	5,16	1,00
Dorsalextension OSG li	7,95	2,56	7,82	2,35	7,18	2,40	0,96
Plantarflexion OSG li	16,30	7,28	17,35	6,87	17,41	6,55	0,99
Dorsalextension OSG re	7,25	2,31	7,41	2,53	6,59	2,12	0,90
Plantarflexion OSG re	17,90	7,08	19,12	6,79	19,65	6,37	0,98
Innenrotation Fuß li	0,00	5,16	0,06	4,53	1,12	5,01	0,92
Aussenrotation Fuß li	13,55	5,82	13,94	4,93	13,12	5,59	0,94
Innenrotation Fuß re	0,45	4,96	0,71	6,34	0,82	5,47	0,89
Aussenrotation Fuß re	14,00	5,20	14,12	6,11	13,94	6,24	0,90
Hebung Becken	4,10	1,68	4,06	1,56	4,00	1,70	0,96
Senkung Becken	1,80	2,17	1,88	2,37	1,82	2,32	0,99
Ventralrotation Becken	3,85	2,81	4,71	3,06	4,53	2,85	0,97
Dorsalrotation Becken	5,05	3,47	4,18	3,49	4,41	3,83	0,97

Tab. 4-3 Dokumentation ROM zur intrasession-Reliabilität bei 3 aufeinander folgenden Messungen, v_s , Messgang 1-3, $n=20$, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	subjektive Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
sagittal Hüfte li	38,30	4,60	38,65	4,81	38,35	4,42	0,99
sagittal Hüfte re	38,10	4,42	38,24	4,22	38,00	3,95	0,99
frontal Hüfte li	9,35	4,09	8,82	2,58	8,82	2,67	0,80
frontal Hüfte re	9,10	3,23	9,00	2,35	8,82	2,32	0,88
sagittal Knie li	54,15	5,88	54,41	4,50	54,59	4,29	0,97
sagittal Knie re	53,90	5,62	54,29	5,68	54,12	5,66	0,99
sagittal OSG li	24,25	6,50	25,18	6,34	24,59	5,86	0,99
sagittal OSG re	25,35	6,94	26,53	6,93	25,18	8,42	0,95
transversal Fuß li	13,55	3,33	14,00	3,52	14,24	3,13	0,98
transversal Fuß re	14,35	3,31	14,82	3,05	14,76	3,27	0,98
frontal Becken	5,90	2,00	5,94	2,25	5,82	2,40	0,98
transversal Becken	8,90	3,28	8,88	3,35	8,94	3,42	0,98

Tab. 4-4 Dokumentation allg. GA-Parameter zur intrasession-Reliabilität bei 3 aufeinander folgenden Messungen, v_r
Messgang 1-3, n=20, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	relative Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
Schwungphase li [%]	45,33	1,91	45,22	1,56	45,74	1,82	0,88
Schwungphase re [%]	45,78	2,02	45,78	2,44	45,79	1,58	0,89
Doppelsupport li [s]	0,07	0,02	0,06	0,03	0,06	0,02	0,68
Doppelsupport re [s]	0,04	0,03	0,05	0,03	0,05	0,03	0,65
Schrittlänge li [m]	0,52	0,08	0,52	0,07	0,52	0,07	0,97
Schrittlänge re [m]	0,50	0,06	0,51	0,06	0,51	0,06	0,94
Doppelschrittlänge [m]	1,02	0,14	1,03	0,13	1,35	1,42	0,88
Kadenz [Doppelschritte/s]	0,83	0,08	0,83	0,07	0,82	0,07	0,96
Laufgeschwindigkeit [m/s]	0,84	0,03	0,85	0,03	0,85	0,03	1,00

Tab 4-5 Dokumentation Maximalwerte Gelenkbewegung zur intrasession-Reliabilität, v_r
n=20, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	relative Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
Flexion Hüfte li	26,06	5,29	25,33	4,83	25,42	5,09	0,98
Extension Hüfte li	10,83	3,52	11,06	3,23	11,11	3,38	0,95
Flexion Hüfte re	24,94	4,04	23,83	4,13	24,63	4,35	0,97
Extension Hüfte re	11,83	3,19	12,50	3,90	12,00	3,74	0,94
Abduktion Hüfte li	-1,72	5,33	-1,94	5,51	-1,95	5,36	1,00
Adduktion Hüfte li	10,50	5,10	10,39	5,50	10,42	5,23	1,00
Abduktion Hüfte re	-2,28	5,38	-2,56	5,31	-3,00	5,15	1,00
Adduktion Hüfte re	11,22	5,40	11,50	5,20	11,47	4,78	1,00
Flexion Knie li	59,44	8,89	59,94	8,07	59,21	8,49	1,00
Extension Knie li	4,72	6,28	5,39	6,38	5,00	6,52	1,00
Flexion Knie re	59,06	7,05	59,00	6,93	58,79	6,45	0,99
Extension Knie re	5,06	6,09	5,28	6,28	4,89	6,34	0,98
Dorsalextension OSG li	7,89	2,61	7,61	2,93	7,84	2,27	0,95
Plantarflexion OSG li	14,61	4,90	14,83	5,20	14,74	5,05	0,95
Dorsalextension OSG re	7,11	2,49	7,28	2,85	7,58	2,36	0,95
Plantarflexion OSG re	16,50	5,03	15,83	4,89	15,47	4,74	0,93
Innenrotation Fuß li	1,33	4,96	0,89	4,91	1,37	5,39	0,95
Aussenrotation Fuß li	12,06	5,02	12,06	4,88	11,26	5,53	0,92
Innenrotation Fuß re	0,89	5,80	0,94	5,23	1,42	4,53	0,85
Aussenrotation Fuß re	13,61	6,08	13,11	5,62	12,21	5,42	0,88
Hebung Becken	3,83	1,62	3,72	1,64	3,89	1,79	0,98
Senkung Becken	1,61	1,94	1,61	1,94	1,63	1,89	1,00
Ventralrotation Becken	4,06	3,08	4,17	2,92	3,74	3,07	0,97
Dorsalrotation Becken	4,67	3,43	4,33	3,24	4,74	3,11	0,97

Tab. 4-6 Dokumentation ROM zur intrasession-Reliabilität bei 3 aufeinander folgenden Messungen, v_r
Messgang 1-3, n=20, Mittelwert (Standardabweichung), Korrelationskoeffizient

	relative Laufgeschwindigkeit						
Messung in [°]	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
sagittal Hüfte li	36,89	4,01	36,06	4,53	36,53	4,19	0,96
sagittal Hüfte re	36,89	3,95	35,89	4,25	36,63	3,27	0,94
frontal Hüfte li	9,11	3,53	8,44	2,94	8,47	2,74	0,97
frontal Hüfte re	9,17	2,83	8,94	2,24	8,47	2,46	0,97
sagittal Knie li	54,72	5,90	54,56	5,44	54,21	5,63	0,98
sagittal Knie re	53,11	6,18	52,83	6,01	53,26	5,91	0,98
sagittal OSG li	22,50	4,58	22,44	4,19	22,53	4,33	0,92
sagittal OSG re	23,61	5,82	23,11	4,70	23,05	4,81	0,95
transversal Fuß li	13,39	3,73	12,94	3,33	12,63	3,45	0,95
transversal Fuß re	14,50	3,65	14,06	2,62	13,63	2,91	0,95
frontal Becken	5,44	1,72	5,33	1,71	5,53	1,58	0,98
transversal Becken	8,72	3,08	8,50	2,71	8,47	2,82	0,97

Sowohl für die wiederholte Erhebung der allgemeinen Ganganalyseparameter, als auch für Gelenkwinkel und ROM-Werte ergeben sich zufrieden stellende bis hohe Werte mit ICC's zwischen 0,61 und 1.

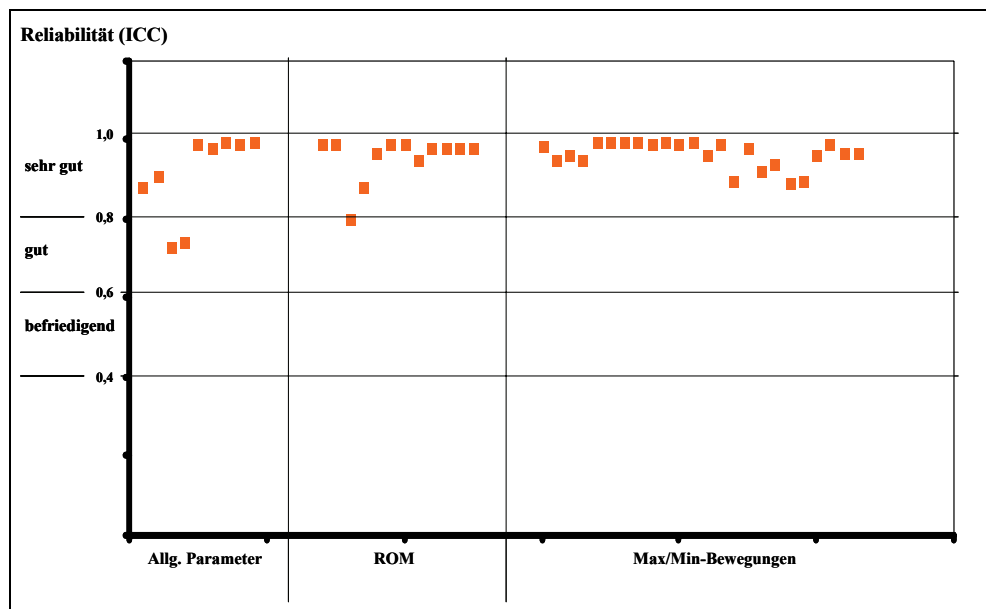


Abb. 4-1 intrasession-Reliabilität durch ICC's, Messungen bei v_s

Diese statistischen Aussagen ergeben sich sowohl bei den Messungen unter subjektiver Wohlfühlgeschwindigkeit v_s , als auch unter relativer Laufgeschwindigkeit v_r . Änderungen im Laufbandtempo haben

dementsprechend keinen Einfluss auf die Wiederholbarkeit der Untersuchung.

Des Weiteren hat die manuell erfolgte Nachbearbeitung der digitalen Daten (Festlegung des 1. Bodenkontaktes und des Endes der Abrollbewegung durch manuell gesetzte Marker) keinen negativen Einfluss auf die Sicherheit und Wiederholbarkeit der Untersuchung. Die Marker werden in allen 3 aufeinander folgenden Untersuchungen ähnlich sicher gesetzt.

Zusammenfassend ist die doch technisch aufwendige und komplexe Methode als sehr gut intrasession-reliabel einzuschätzen, Messergebnisse können zuverlässig dokumentiert werden.

4.3. Schwerpunkt Assessments

Zur weiteren Charakterisierung der Patientengruppe sind neben klinischen und demographischen Daten auch Assessmentverfahren (Fragebögen) eingesetzt worden. Diese dienen der subjektiven Selbsteinschätzung des Patienten und sind im Rahmen der Arbeit mit von uns klinisch und apparativ erhobenen Daten verglichen worden. Ziel war die Prüfung, ob sich dokumentierbare Funktionseinschränkungen des Ganges auch subjektiv in Schmerz, Teilhabe-Einschränkung oder klinischem Befund widerspiegeln.

Tab. 4-7 Signifikanzen im Kreuzvergleich Klinik-Assessment-Ganganalyse

	Klinik	VAS	BASFI	Ganganalyse
Klinik				0,151 ⁻
VAS	0,01 ⁺⁺			0,14 ⁻
BASFI	0,004 ⁺⁺	0,002 ⁺⁺		0,256 ⁻
EQ-5D	0,005 ⁺⁺	0,00 ⁺⁺	0,019 ⁺	0,484 ⁻

- nicht signifikant
- + signifikant auf 0,05 Niveau
- ++ hochsignifikant auf 0,01 Niveau

In die Berechnung, wie in Tabelle 4-7 wiedergegeben, gingen Klinik und Ganganalyse jeweils als Itemwert ein.

4.3.1. Assessment versus Klinik

Die subjektive Patienteneinschätzung der Krankheitsausprägung, des Schmerzes und der Teilhabestörung korreliert auf hohem Niveau mit dem von uns gebildeten Klinik-Item als Maß der Ergebnisse unserer klinischen Untersuchung. Klinisch auffällige Funktions- und Strukturdefizite werden also von den Patienten wahrgenommen und beschrieben. Als graphisches Beispiel soll der Zusammenhang VAS-Klinik-Item in Abbildung 4-2 dargestellt werden.

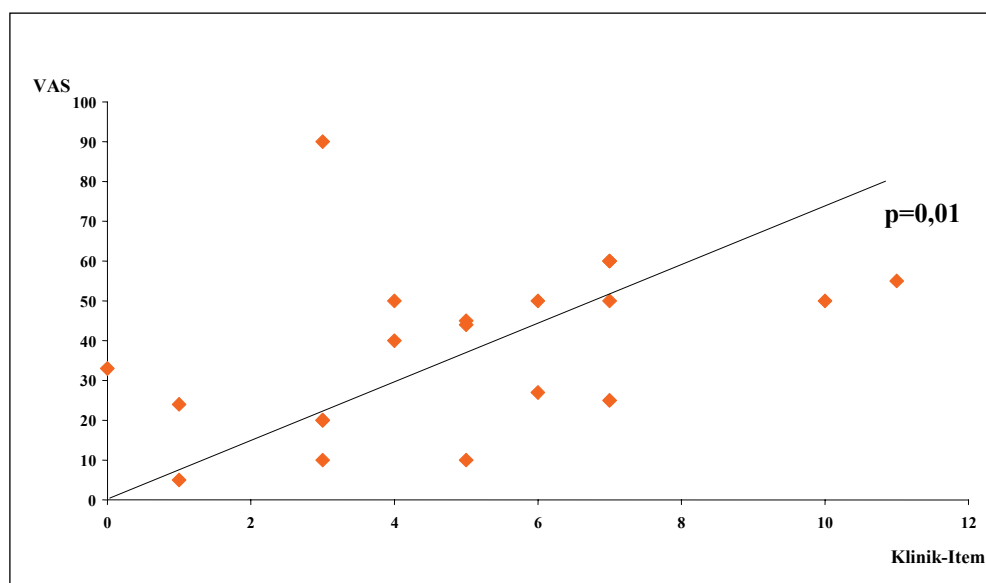


Abb. 4-2 Korrelation VAS- Klinikitem

Vor allem im täglichen Leben und bei Alltagsbewegungen (Zielfragen des BASFI und EQ-5D) wirken diese pathologischen Befunde schmerztriggernd oder wesentlich bewegungseinschränkend oder –limitierend. Den von uns verwendeten Assessmentverfahren kann, wie auch schon in methodenprüfenden wissenschaftlichen Arbeiten, eine gute Merkmalsabbildung bescheinigt werden.

4.3.2. Assessment versus Ganganalyse

Auch den von uns, nach Auswertung der Messungen, gebildeten Ganganalyse-Item werteten wir statistisch in Gegenüberstellung zu

Assessmentverfahren. Dadurch soll beantwortet werden, ob klinische Befunde, Schmerz und Teilhabestörungen immer auch mit messbaren Gangstörungen einhergehen. Nach Auswertung kann kein sicherer, signifikanter Zusammenhang beschrieben werden, sowohl Schmerz (VAS) als auch alle anderen SpA-typischen Merkmalsbefragungen mittels validierten Fragebögen ergeben im statistischen Vergleich diese Beurteilung. Dies ist in Abbildung 4-3 am Beispiel des VAS-GAItem graphisch verdeutlicht.

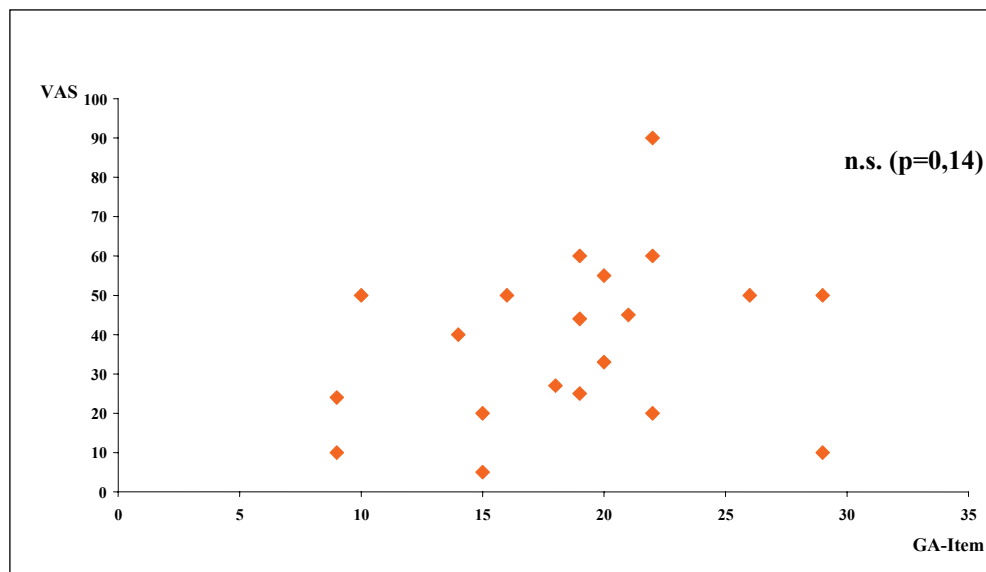


Abb. 4-3 Korrelation VAS – Ganganalyse-Item

Man kann in Zusammenfassung also bei subjektiv empfundenem Schmerz und erheblicher Teilhabestörung nicht automatisch auf eine messbare Funktionseinschränkung des Ganges schließen. Auch eingeschränkte Patienten können im Gangablauf viele Kompensationsmechanismen nutzen, die insgesamt wieder zu einer guten Funktionsweise führen.

4.3.3. Klinik versus Ganganalyse

Lässt sich aus klinisch diagnostizierten Störungen der unteren Extremität und des Beckens auf Gangdefizite schließen? Haben Patienten mit schlechtem Klinik-Item auch einen schlechten Gang? Diese Frage soll durch Vergleich der beiden Items untereinander beantwortet werden.

Auch hier lässt sich durch statistische Methoden keine Korrelation unterlegen. Beide Items stehen in einem nicht signifikanten Verhältnis zueinander. Anhand einer klinischen Untersuchung lässt sich also nicht auf die komplexe Ausführung der Funktion Gang schließen. Auch hier kommen umfangreiche kompensatorische Mechanismen zum Einsatz, die dem Patienten bei vorhandenen klinischen Befunden einen störungsfreien Gang ermöglichen.

4.4. Schwerpunkt Pathologien Gangbild

Der Schwerpunkt unserer Untersuchungen galt dem Ermitteln von pathologischen Gangabweichungen, die typisch für das von uns gewählte Patientenkollektiv sind. Dazu soll der Vergleich zu den methodenspezifisch ermittelten Normalwerten einer eigenen Probandengruppe benutzt werden. Insgesamt umfasst dieser Vergleich alle in der 3D-Ultraschalltopometrie dokumentierten Parameter. Die in der Aufgabenstellung formulierten Vermutungen sind jetzt durch die statistische Datenauswertung zu unterlegen. Alle zur Berechnung im Vergleich herangezogenen Daten bei Patienten- und Probandenkollektiv sind unter v_s -Bedingungen (subjektive Laufgeschwindigkeit) gemessen.

4.4.1. Vergleich allgemeine Gangparameter

Der Vergleich der allgemeinen Parameter zeigt hochsignifikante Unterschiede zwischen beiden Messkollektiven. Dies unterlegen die errechneten Spearmanschen Korrelationskoeffizienten, die als p-Werte in der Tabelle 4-8 dargestellt sind. Hervorzuheben ist die signifikant unterschiedliche Laufgeschwindigkeit beider Gruppen. Die Patienten wählten eine deutlich langsamere v_s als die Probanden. Dies untermauert die Vermutung, dass Patienten ob ihrer funktionellen und strukturellen Störungen mehr Energie für den Gang aufwenden müssen und demzufolge eine langsamere Gehgeschwindigkeit wählen.

Tab 4-8 Signifikanzvergleich Patienten und Probanden, allg. Gangparameter
Mittelwert (Standardabweichung), u-Test (Mann-Whitney) für unabhängige Stichproben

	Patient		Proband		p-Wert
Schwungphase li [%]	45,95	2,09	48,25	2,89	0,02
Schwungphase re [%]	45,65	2,23	48,63	2,92	0,00
Doppelsupport li [s]	0,05	0,03	0,02	0,02	0,00
Doppelsupport re [s]	0,04	0,03	0,02	0,02	0,01
Schrittlänge li [m]	0,55	0,10	0,66	0,08	0,00
Schrittlänge re [m]	0,54	0,08	0,66	0,09	0,00
Doppelschrittlänge [m]	1,09	0,17	1,33	0,16	0,00
Kadenz [Doppelschritte/s]	0,90	0,08	0,95	0,09	0,05
Laufgeschwindigkeit [m/s]	0,98	0,20	1,26	0,50	0,00

In der Messung laufgeschwindigkeitsabhängig zeigen sich weiterhin Schrittlänge, Doppelschrittlänge und Doppelsupport als signifikant unterschiedlich, dies muss im Kontext von v_s gesehen werden. Als graphischer Eindruck ist in Abbildung 4-4 der signifikante Unterschied am Beispiel der Doppelschrittlänge dargestellt.

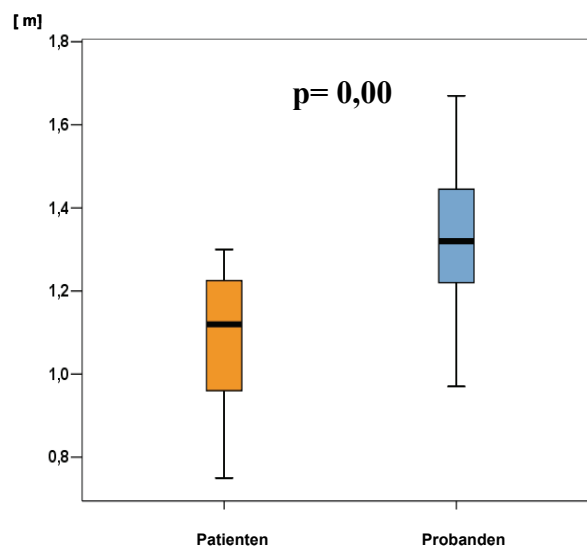


Abb. 4-4 Signifikanzvergleich Doppelschrittlänge

Als v_s unabhängig müssen noch Schwung- und Standphase interpretiert werden. Da diese Werte in % eines Doppelschrittes angegeben werden, unterliegen sie nicht direkt Laufgeschwindigkeitsänderungen. Auch hier zeigt sich eine signifikant kürzere Schwungphase im Patientengang. Im Gangablauf werden funktionelle oder strukturelle Störungen, die den

Einbeinstand und die Schwungphase unsicher machen, mit möglichst kurzer Phase kompensiert. Die Standphase und Doppelsupport geben Sicherheit und sind Phasen mit größerer Stabilität und geringerem sensomotorischen Energieaufwand.

4.4.2. Vergleich Gelenkwinkel

Weitere statistische Betrachtungen betreffen die erreichten Gelenkwinkel der großen Gelenke der unteren Extremität.

Tab 4-9 Signifikanzvergleich Patienten und Probanden, Maximalbewegungen
Mittelwert (Standardabweichung), u-Test (Mann-Whitney) für unabhängige Stichproben

Messung in [°]	Patient		Proband		p-Wert
Flexion Hüfte li	26,45	4,90	28,44	2,87	0,14
Extension Hüfte li	11,85	2,96	12,31	2,36	0,74
Flexion Hüfte re	25,45	3,72	28,50	3,95	0,05
Extension Hüfte re	12,65	3,28	12,50	2,90	0,99
Abduktion Hüfte li	-1,55	5,75	4,19	2,71	0,00
Adduktion Hüfte li	10,20	5,27	5,25	1,77	0,01
Abduktion Hüfte re	-2,55	5,42	5,25	3,07	0,00
Adduktion Hüfte re	11,15	5,03	4,31	1,62	0,00
Flexion Knie li	60,05	8,41	65,19	6,11	0,04
Extension Knie li	5,90	6,29	8,06	4,77	0,29
Flexion Knie re	59,85	6,85	66,44	5,75	0,01
Extension Knie re	5,95	5,41	8,50	4,47	0,13
Dorsalextension OSG li	7,95	2,56	6,94	2,82	0,31
Plantarflexion OSG li	16,30	7,28	21,81	4,52	0,02
Dorsalextension OSG re	7,25	2,31	6,31	2,21	0,22
Plantarflexion OSG re	17,90	7,08	23,31	4,76	0,03
Innenrotation Fuß li	0,00	5,16	1,38	6,10	0,63
Außenrotation Fuß li	13,55	5,82	13,19	4,32	0,91
Innenrotation Fuß re	0,45	4,96	-0,06	5,32	0,63
Außenrotation Fuß re	14,00	5,20	15,31	6,16	0,56
Hebung Becken	4,10	1,68	3,56	0,96	0,17
Senkung Becken	1,80	2,17	2,94	1,57	0,08
Ventralrotation Becken	3,85	2,81	4,94	2,93	0,22
Dorsalrotation Becken	5,05	3,47	5,06	3,23	0,94

Diese Bewegungen sind jeweils nach der beschreibenden Richtung benannt und Grad nach der Neutral-Null Methode verzeichnet. In der Übersicht stellt dies Tabelle 4-9 dar.

Es zeigen sich signifikante Unterschiede beider Gruppen vor allem im Bereich beider Hüft-, Knie- und oberer Sprunggelenke. So stellen sich die

Ab- und Adduktionsbewegungen der Hüftgelenke der Patienten mit deutlich eingeschränkten Winkelausmaßen im Gangablauf dar. Im Durchschnitt aller Patienten findet bei der Gestaltung des Ganges praktisch keine Abduktion im Hüftgelenk statt, Adduktion wird verstärkt eingesetzt. Ebenfalls signifikant unterschiedlich zeigen sich Knieflexion und Plantarflexion des OSG beidseits. Hier zeigen sich diese Bewegungsrichtungen bei der Patientengruppe mit geringerem Gelenkwinkel in der Funktion. Als graphisches Beispiel sei in Abbildung 4-5 die signifikant unterschiedliche Knieflexion beider Gruppen dargestellt.

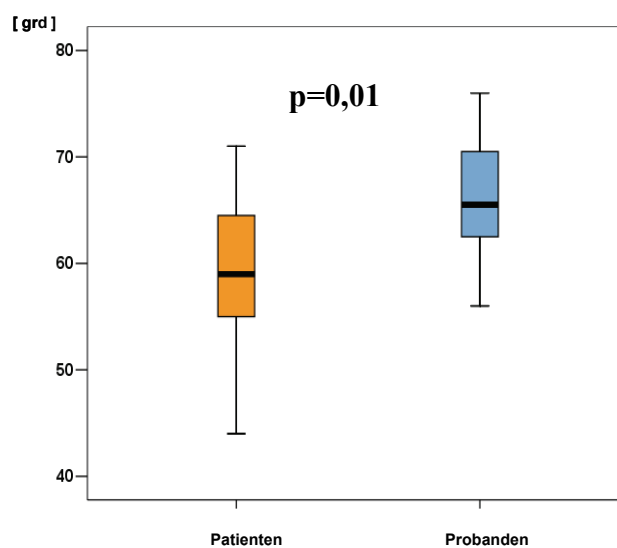


Abb. 4-5 Signifikanzvergleich Knieflexion re

Bei allen signifikant unterschiedlichen Gelenkwinkeln im Vergleich beider Gruppen muss aber die grosse Spannweite der Messwerte im Patientenkollektiv berücksichtigt werden. Dort sind doch im Vergleich zum Messwert des Gelenkwinkels sehr hohe Standardabweichungen als statistisches Maß der Messwertstreuung zu dokumentieren. Dies ist als Hinweis auf Inhomogenität des Patientenkollektives zu werten und Hinweis auf die sehr unterschiedliche Gangbildauswirkung der Erkrankung. Im Rahmen der Diskussion wird darauf noch näher einzugehen sein.

Alle anderen Bewegungsrichtungen sind mit keinem signifikanten Unterschied dokumentiert. Insbesondere die erwarteten Unterschiede der Beckenbeweglichkeit (Iliosakral-Beteiligung bei Spondylitis ankylosans als Diagnosekriterium) lassen sich nicht sehen.

4.4.3. Vergleich range of motion

Aus der Addition der maximalen und minimalen Gelenkwinkel ergibt sich der jeweilige „range of motion“-Wert der Ebenenbeweglichkeit. Auch dieser zeigt nach statistischer Aufarbeitung zum Teil signifikante Unterschiede, die in Tabelle 4-10 dargestellt sind.

Tab. 4-10 Signifikanzvergleich Patienten (n=20) und Probanden (n=16), ROM Mittelwert (Standardabweichung), u-Test (Mann-Whitney) für unabhängige Stichproben

Messung in [°]	Patient		Proband		p-Wert
sagittal Hüfte li	38,30	4,60	40,90	2,86	0,03
sagittal Hüfte re	38,10	4,42	41,00	3,18	0,03
frontal Hüfte li	9,35	4,09	9,44	2,39	0,58
frontal Hüfte re	9,10	3,23	9,56	2,71	0,40
sagittal Knie li	54,15	5,88	57,13	4,59	0,14
sagittal Knie re	53,90	5,62	57,94	3,47	0,06
sagittal OSG li	24,25	6,50	28,38	6,04	0,95
sagittal OSG re	25,35	6,94	29,75	4,31	0,03
transversal Fuß li	13,55	3,33	14,56	3,88	0,54
transversal Fuß re	14,35	3,31	15,25	2,46	0,35
frontal Becken	5,90	2,00	6,50	1,26	0,12
transversal Becken	8,90	3,28	10,00	4,52	0,63

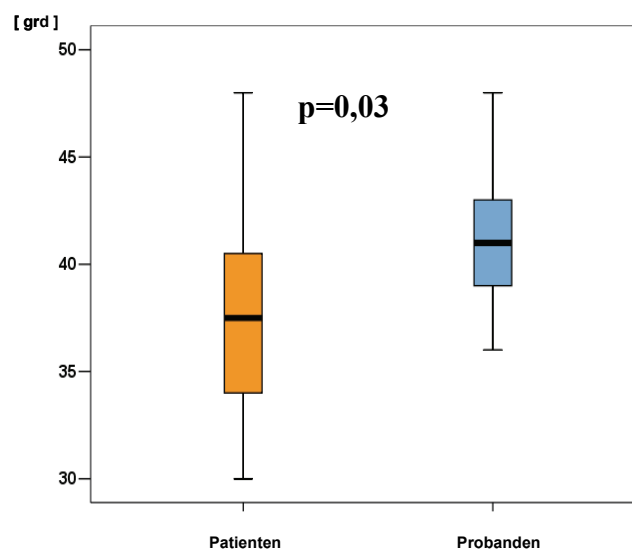


Abb. 4-6 Signifikanzvergleich ROM Hüftextension re

Sowohl die Hüftbeweglichkeit beidseits in der Sagittalebene (Extension/Flexion) als auch die Beweglichkeit des rechten oberen Sprung-

gelenkes in der Sagittalebene (Dorsalextension/Plantarflexion) wiesen hier signifikante Unterschiede auf. Alle weiteren Messungen des Bewegungsausmaßes der unteren Extremität weisen keine Gruppenunterschiede aus. Auch in diesen Betrachtungen sind die primär vermuteten Beckenbeweglichkeits-Unterschiede zu Lasten der SpA-Patientengruppe nicht sicher nachweisbar.

Als graphisches Beispiel dienen hier die ROM-Werte der Hüftextension rechts. Diese ist in Abbildung 4-6 dargestellt.

4.4.3. Zusammenfassung Gangbildpathologien

Nach gemeinsamer Betrachtung und Diskussion der erhobenen Ganganalyse-Parameter sind folgende Werte als im Vergleich zur Kontrollgruppe auffällig einzuschätzen:

- v_s als Zeichen verringerter Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit
- verkürzter Anteil der Schwungphase in % eines Schrittes
- eingeschränkte maximale Knieflexion bds. im Gangzyklus
- eingeschränkte maximale Plantarflexion OSG bds. im Gangzyklus
- Spektrumverschiebung der frontalen Hüftbewegungen hin zu vermehrtem Einsatz der Adduktion in Funktion
- ROM der Extension/ Flexion beider Hüftgelenke

Den Bereich der allgemeinen Ganganalyse-Parameter dominiert hier die deutlich geringere Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit der Patienten. Dies ist ein Hinweis auf im Ablauf gestörte und ineffiziente Funktionen, der Gang ist mit erhöhtem Energieaufwand verbunden. Begleitend wird durch eine geringere Laufgeschwindigkeit Schmerzvermeidung deutlich. Als einzig nicht laufgeschwindigkeitsabhängige Größe zeigt sich weiterhin die verkürzte Schwungphase, die im prozentualen Anteil eines Schrittes eingeschätzt wird. Auch durch diese Verkürzung lässt sich ein insgesamt unsicherer Gang vermuten. Im Gangablauf ist der Patient bestrebt, den Verlust des beidbeinigen Bodenkontaktes so kurz wie möglich zu halten. Die Standphase wird kompensatorisch ausgedehnt.

Die in der statistischen Betrachtung der maximalen und minimalen Gelenkwinkel in Funktion aufgefallenen eingeschränkten Flexionswinkel des Kniegelenkes und Plantarflexionswinkel des OSG sind im Kontext auch als Folge der verringerten Laufgeschwindigkeit zu sehen. Bei langsamerem Gangablauf und dementsprechend kleineren Schritten sind in der Folge auch geringere Flexionsbewegungen der großen Gelenke möglich und nötig. Dies kann im Vergleich zur Probandengruppe nicht als sicher pathologisches Merkmal gelten.

In der weiteren Auswertung der Gelenkwinkelvergleiche fällt die am Gangablauf der Patienten eingeschränkte Abduktion auf. Die Bewegung in der Frontalebene des Hüftgelenkes beidseits wird von Adduktionsauslenkungen dominiert. Hinzu tritt jedoch vergleichbares Bewegungsausmaß (ROM), beide Gruppen erreichen ROM-Winkel im Bereich zwischen 9 und 10° im Schrittverlauf. Dies dokumentieren wir als Verschiebung des Bewegungsspektrums beider Hüftgelenke hin zu vermehrtem Einsatz der Adduktion in Funktion.

Weitere Betrachtungen bei der ROM-Auswertung der Ganganalyse dokumentieren ein ROM-Defizit der Patienten in der Sagittalebene beider Hüftgelenke. Auch diese Signifikanz ordnen wir in die laufgeschwindigkeitsabhängigen Parameterveränderungen ein. Die Bewegungsausmaße des Hüftgelenkes in Gehfunktion sind wesentlich schrittlängenmoduliert, dieser Unterschied kann nicht sicher als pathologisch eingeordnet werden.

5. Diskussion

5.1. Überblick

Inhalte der ganganalysierenden Beobachtung und Messung sind über viele Jahrhunderte ständig weiterentwickelt worden. Da die Funktion des Ganges erheblich lebensqualitätsbeeinflussend ist, verlagert sich das Interesse zunehmend von der rein experimentellen Betrachtung in die Klinik. Begleitend der technischen Entwicklung unserer Gesellschaft findet auch auf dem Gebiet der Ganganalyse eine zunehmende Technisierung statt. Die auch heute noch als einfachste Methode der Gangbeurteilung benutzte subjektive Beobachtung durch einen Untersucher wird durch apparative Verfahren ergänzt. Dies trägt der eingeschränkten Zuverlässigkeit und Vergleichbarkeit von Ergebnissen der visuellen Ganganalyse Rechnung. Stott et al. 2005 [39] sehen in ihren Arbeiten zur visuellen Ganganalyse bei Kindern mit neurologischen Defiziten durch 5 verschiedene Untersucher nur moderate Ergebniskorrelationen (k -Werte 0,45-0,49). Der subjektiven Begutachtung werden immer mehr objektiv-apparative Befunde gegenübergestellt. Hier stellt die von uns verwendete 3D-Ultraschalltopometrie eine erhebliche Hilfestellung dar. Eine vollständige Entkopplung zwischen fehlerbehafteter subjektiver Einflussnahme eines Untersuchers und objektiver, technischer Messung lässt sich aber auch mit dieser Methode nicht komplett erzielen. Wie bei allen anderen Messverfahren zur Ganganalyse vorher, ist ein routinierter und erfahrener Untersucher wesentlicher Bestandteil der Funktionsbeurteilung. Dies dokumentieren unter anderem Brown et al. 2007 [40], die Ergebnisse von unerfahrenen und erfahrenen Untersuchern sowohl durch visuelle Ganganalyse als auch apparative 3D-Ganganalyse gegenüberstellen. Dabei zeigte sich, dass die erfahrenen Untersucher sowohl im Bereich der inter- und intra-observer-Statistik, als auch im Vergleich zu den Werten aus der apparativen 3D-Ganganalyse deutlich höhere Übereinstimmungen aufweisen.

Durch die Kombination der 3D-Ultraschalltopometrie mit einer Laufbandstrecke ergeben sich Vorteile gegenüber anderen Messstrecken. Darauf weisen auch Amelung et al. 2005 [41] hin. Diese Arbeitsgruppe sieht

unter anderem die „Beobachtung und Analyse über eine längere (de facto unbegrenzte Wegstrecke)“ als wesentlichen Vorteil an.

Inhalt dieser Arbeit waren sowohl methodenbezogene, als auch patienten- und funktionsbezogene Fragestellungen. Folgende Hypothesen sind untersucht wurden:

1. Bei Ganganalysemessungen mittels 3D-Ultraschalltopometrie besteht eine gute Wiederholbarkeit der Messungen innerhalb einer Untersuchungssitzung. Die intrasession-Reliabilität als Teil der wissenschaftlichen Methodenbeurteilung ist gegeben.
2. Patienten mit krankheitsbedingten Defiziten (Selbsteinschätzung durch Assessments, Fremdeinschätzung durch Dokumentation klinisch auffälliger Defizite) haben auch messbare Funktionspathologien im Gangbild.
3. SpA-erkrankte Patienten fallen mit gestörtem Gangbild auf. Vor allem Becken- und Hüftbewegungen zeigen Defizite.

Die von uns verwendete Methode der 3D-Ultraschalltopometrie Zebris® ist erst seit einigen Jahren auf dem Markt und deshalb noch nicht im Alltag verbreitet. Arbeiten zur wissenschaftlichen Einordnung sind schon verfügbar, insgesamt ist die Studienlage aber überschaubar. Die in unsere Arbeit eingegangenen Untersuchungen zur Reliabilität laut Hypothese 1 sollen einen weiteren Beitrag zur wissenschaftlichen Belegbarkeit der Methode leisten. Da diese Aussagen keinen Schwerpunkt der Arbeit betreffen, beschränkten wir uns auf Auswertungen zur intrasession-Reliabilität.

Hypothese 2 und 3, als Schwerpunkt der Arbeit, sollten unter Bildung und Messung jeweils einer Patientengruppe (langjährig SpA-erkranktes Kollektiv) und einer Probandengruppe (Kollektiv ohne gangbeeinflussende Erkrankungen) beantwortet werden. Die Bildung und Untersuchung der Probandengruppe war insbesondere notwendig, weil sich aus der Literatur

keine methodenbezogenen Normalwerte für Gangparameter entnehmen lassen. Durch die Messung beider Gruppen durch den gleichen Untersucher soll weiterhin der Fehlereinfluss subjektiver Handlungen verringert werden.

5.2. Methodenbezogene Aspekte, intrasession-Reliabilität

Reliabilität ist die Güte bzw. Zuverlässigkeit, mit der ein Messinstrument ein bestimmtes Merkmal misst. Ein Messinstrument ist dann zuverlässig (reliabel), wenn verschiedene Messungen eines Merkmals dieselben Werte ergeben bzw. nur geringfügig streuen. Um die Reliabilitätsfragestellung zu Messmethoden zu beantworten, müssen alle Teilaspekte dieses Gütekriteriums betrachtet werden.

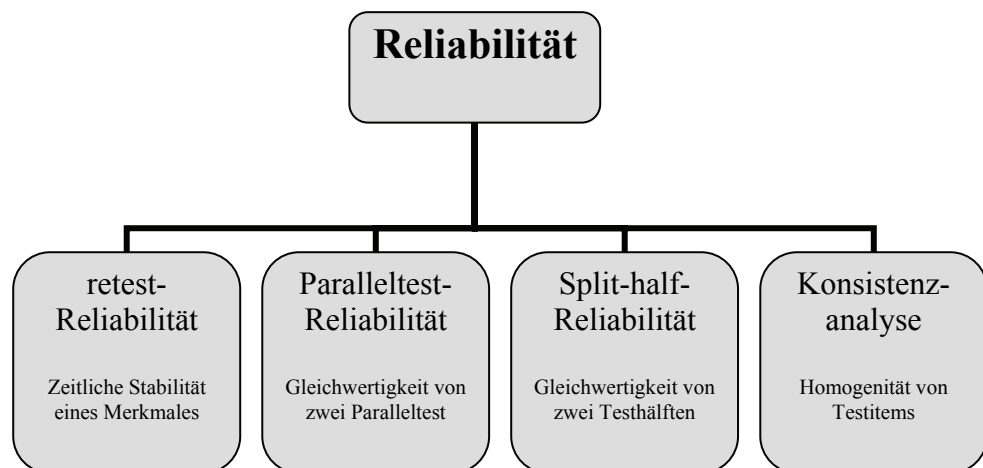


Abb. 5-1 Übersicht Teilgebiete der Reliabilität

Die von uns als Teilaspekt der retest-Reliabilität betrachtete intrasession-Reliabilität als Maß der zeitlichen Stabilität der Messwerte wird statistisch durch den Intraclass-Korrelations-Koeffizienten (ICC) wiedergegeben. Er gilt als adäquates Maß für die Berechnung der Zuverlässigkeit der Übereinstimmung klinischer Befunde (Fleiss, 1986 [42]) und ist statistisch gesehen ein Maß für den Zusammenhang beobachteter Merkmalswerte innerhalb einer Klasse (Hartung, 1999 [43]). Die Beurteilung der Intrasession-Reliabilität erfolgt durch Berechnung der ICCs für die

Messwerte innerhalb eines Messtages. Die Interpretation der ICC-Werte zur Einschätzung der Reliabilität erfolgt nach Bortz et al. 2000 [44]:

- ICC > 0,9 hoch
- ICC 0,7 – 0,9 zufrieden stellend
- ICC 0,5 – 0,7 ausreichend
- ICC < 0,5 nicht ausreichend.

Zunächst soll jedoch auf die ultraschallgestützte Ganganalyse als verwendete Messmethode in Klinik und Forschung eingegangen werden.

Die 3D-Ultraschalltopometrie zeigt sich in der Anwendung als gut praktikable Methode zur Gangbeurteilung. Bei einem eventuellen routinemäßigen Einsatz muss man allerdings den doch erheblichen Zeitaufwand, die umfangreichen technischen Voraussetzungen, und den räumlichen Anspruch der Methode bedenken. Dies beschreibt auch Brunner 1999 [45], der in seinem Review zur instrumentalisierten Ganganalyse die Aufwendigkeit der 3D-Methoden unterstreicht und eine strenge Indikationsstellung empfiehlt. Den Haupteinsatzbereich sehen wir vor allem in der Therapieplanung bei Gangstörungen (Identifikation versteckter, mit dem Auge nicht wahrnehmbarer Defizite) sowie als Kontrolluntersuchung nach Interventionen (z.B. Verlaufskontrolle unter Therapie, Koxarthrose vor/ nach OP).

Nach einer zeitlich intensiven Vorbereitungsphase ist dann ein zügiger und störungsarmer Messablauf möglich. Die Untersuchung wurde von den Patienten gut toleriert, Messabbrüche oder Nebenwirkungen traten nicht auf. Vorteile der 3D-Ultraschalltopometrie mit Laufbandanbindung im Vergleich zu anderen etablierten Methoden fassen sich aus unserer Sicht wie folgt zusammen:

- Erfassung der Gangfunktion in Frontal-, Sagittal- und Transversalebene
- Auswertung von längerer Gehstrecke mit umfangreichem Dateninput (bei unseren Messungen ca. 200 Schritte in die Auswertung eingehend)

- sichere Datenaufnahme durch digitalen Messgang, vom Untersucher unabhängig
- objektive Datenauswertung und -darstellung per Software und Report.

Da die 3D-Ultraschalltopometrie ein aufwendiges technisches Verfahren ist, muss hier auch auf eventuelle Fehlerquellen der Methode eingegangen werden. Vor allem die Vorbereitungsphase mit der Präparierung des Patienten gestaltet sich fehleranfällig bei

- korrekter Markerposition an den Gelenkdrehpunkten,
- manueller Messung des extrapolierten Hüftdrehpunktes,
- verrutschfester Fixierung der Marker auf der Haut,
- Eichung des Messplatzes in Neutral-Null-Stellung der Gelenke und durch die
- Lernkurve der Patienten beim Gehen „mit Verkabelung“ und auf dem Laufband.

Auch am Messplatz selbst und bei der Messdurchführung sind bei diesem aufwendigen technischen Verfahren Störeinflüsse möglich. Da die zur Markerlokalisierung notwendige Erfassung der Ultraschallwellen durch Mikrofone im Raum erfolgt, kann dies durch hochfrequente Nebengeräusche gestört werden. Andere ultraschallbasierende Anwendungen sind deshalb im selben Raum nicht möglich. Auch andere hochfrequente Einflüsse, wie z. B. klappernde Schlüssel, können die Messung stören, eine ständige Überwachung des Aufnahmemonitors ist deshalb notwendig. Auf weitere, komplizierende Sachverhalte weisen auch Vogt et al. 2003 [46] hin. Insbesondere die Markerpositionierung auf der Haut der Probanden ist in dieser Arbeit untersucht und als Problem der Methode erkannt. Aufgrund der Einfachheit der Hautfixierung, der Non-Invasivität und ausreichender Messgenauigkeit ist diese Markierungsmethode aber von den Autoren anerkannt und als gut praktikabel eingeschätzt worden. Aufgrund der Komplexität der apparativen Verfahren wird in der klinischen Anwendung eine Methodenauswahl nach Indikation notwendig sein.

Auch im Bereich der Nachbearbeitung der Daten auf Softwarebasis sind manuelle Eingriffe notwendig. Es muss durch den Untersucher der

Zeitpunkt des Bodenkontaktes und des -kontaktverlustes im Bereich eines Schrittes festgelegt werden. Dazu sind erfahrene Untersucher notwendig. Eigene Voruntersuchungen in Vorbereitung dieser Arbeit haben in Bezug auf diesen Sachverhalt keine signifikanten Unterschiede zwischen erfahrenen Untersuchern, wohl aber im Vergleich zu einem in der Methode ungeschulten Auswerter dokumentiert.

Dass diese manuelle Markersetzung innerhalb der Software aber nur geringen Fehlereinfluss darstellt, dokumentieren zusätzlich die Untersuchungen zur intrasession-Reliabilität. Auch bei wiederholter Messung und Auswertung ergibt sich ein zuverlässiges und wiederholbares Bild der Untersuchung. Die wissenschaftliche Überprüfung und Unterlegung der Messmethode bildet keinen Schwerpunkt der Arbeit. Dies ist in vorausgehenden Veröffentlichungen (Knoll et al. 2003 [37] und Malmström et al. 2003 [38]) bereits dokumentiert. Wir nehmen bei von uns umfangreich durchgeführten Messungen Stellung zum Teilgebiet der intrasession-Reliabilität. Die dort formulierten Ergebnisse belegen bei vereinzelt zufrieden stellenden bis meist hohen Korrelationen der Wiederholungsuntersuchungen untereinander die sichere Wiederholbarkeit der Messungen als eine der Voraussetzungen zur wissenschaftlichen Unterlegbarkeit der Methode. Auch unterschiedliche Ganggeschwindigkeiten (v_s und v_r) haben keinen negativen Einfluss auf die Messergebnisse. Es werden gleich gute Korrelationswerte erreicht. Diese Ergebnisse decken sich mit Untersuchungen von Westhoff et al. 2004 [47]. Dort sind durch 3D-Ganganalyse (VICON-512-System) unter test-retest-Bedingungen, zusätzlich unter erneutem Markerreplacement, ähnlich gute Korrelationen dokumentiert worden. Vor allem die Korrelationen der Weg-Zeit-Parameter und der kinematischen Parameter liegen mit r-Werten zwischen 0,86 und 0,99 exakt in der auch von uns ermittelten Bandbreite. Da diese Untersuchungen mit einem videobasierten 3D-System erfolgten, sind die Ergebnisse nicht ohne weiteres auf den Ultraschall-Messplatz übertragbar. Die Markerpositionierung ist jedoch bei beiden Systemen identisch, so dass die damit verbundenen Replacement-Korrelationen vergleichbar sind.

Weitere Hinweise auf die Datenreproduzierbarkeit speziell der 3D-Ultraschalltopometrie geben Portscher et al. 2000 [22], die mittels 12-Kanal-Ultraschallbewegungsanalyzesystem (Zebris® CMS 70, Isny) die Rumpf-, Sacrum- und Beckenbewegungen untersucht haben. Es wurden zwei Messungen im Abstand von 24h durchgeführt. „In allen Bewegungsebenen (Ausnahme: Sagittale Lumbalbewegung mit $r=0,792$; $p<0,01$) zeigte sich ein hohes Maß an Übereinstimmung bezüglich des zeitlichen Kurvenverlaufes sowohl der Becken- und Thorax- als auch der Lumbalbewegungen zwischen beiden Untersuchungstagen ($r\geq 0,921$; $p<0,01$).“

5.3. Patientenbezogene Aspekte

Die Spondylitis ankylosans wird dem rheumatologisch-entzündlichen Formenkreis zugeordnet und ist in ihrem klinischen Erscheinungsbild variabel. Typischerweise verläuft die Erkrankung chronisch und mit wechselnder Aktivität. Das Spektrum klinischer Manifestationen reicht von der leichten Verlaufsform mit isolierter Sakroiliitis bis hin zur kompletten Ankylose der gesamten Wirbelsäule mit Befall der peripheren Gelenke und Beteiligung innerer Organe. Die Prävalenz der ankylosierenden Spondylitis liegt in Europa zwischen 0,2% und 1,4% und korreliert laut Braun et al. 1998 [48] stark mit der Häufigkeit von HLA-B27 in der Allgemeinbevölkerung. Die Diagnose wird in vielen Fällen auch heute noch spät gestellt, im Durchschnitt 5 bis 10 Jahre nach Auftreten erster Symptome (laut Feldtkeller 1999 [26]; Männer 8,4 Jahre; Frauen 9,8 Jahre). Als bedeutende Einschränkungen der ADL-Kompetenz der SpA-Patienten werden in der Literatur hauptsächlich

- reduzierte Muskelkraft
- eingeschränkte kardiovaskuläre Leistungsfähigkeit
- einschränkung Thorax- und Wirbelsäulenbeweglichkeit
- verringerte Gehstrecke
- verminderte range of motion der Extremitätengelenke

genannt (Mengshoel et al. 2004 [49]).

Zur Beantwortung der klinischen Fragestellungen dieser Arbeit standen uns Patienten aus einer Bechterew-Dispensairesprechstunde am Institut für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena zur Verfügung. Diese waren ausnahmslos umfangreich aktendokumentiert und langjährig in unserer Kontrolle. Durch die engmaschige ärztliche Betreuung in einer Spezialambulanz ist deshalb hier auch eine gewisse Positiv-Selektion zu erwarten. Alle Patienten sind im Verlaufe ihrer Erkrankung optimal physiotherapeutisch und wenn nötig auch medikamentös behandelt.

Inhalt der klinischen Beurteilung als Studieninput waren sowohl subjektive Selbsteinschätzungen der Patienten über ihre Krankheitsausprägung und Alltagsdefizite als auch eine definierte klinische Untersuchung des Bewegungssystems durch uns.

Die Abbildung der Patienten-Selbsteinschätzung erfolgte über validierte Assessmentverfahren, die nach Auswertung einen statistisch weiterverwertbaren Score ergaben. Damit waren rechnerische Vergleiche zwischen den Assessments, aber auch mit weiteren Studienergebnissen möglich. Der von uns verwendete BASFI-Fragebogen als krankheitsspezifisches Assessment ist in umfangreichen Vorarbeiten zur Einschätzung und Überwachung bei Spondylitis ankylosans empfohlen. Dernis et al. 2007 [50] legen dies unter evidence-based-Kriterien dar. Nach umfangreichem Literatur-Review (322 relevante Artikel, Medline/PubMed/Cochrane/EMBASE und manuell Publikationen von American College of Rheumatology/European League against Rheumatism/French Society for Rheumatology) ist der BASFI als Empfehlung zur Einschätzung und Überwachung von SpA-Patienten aufgenommen. Der die gesundheitsbezogene Lebensqualität bestimmende EQ-5D ist als Ergänzung erhoben worden, um über die spezifische Erkrankung hinausgehende Defizite zu erfassen. Auch er stellt ein gebräuchliches und weit verbreitetes Assessment dar und ist in der Literatur unter wissenschaftlichen Aspekten geprüft (Brooks et al. 1996 [30], Coons et al. 2000 [31]). Die Validität und Reliabilität im Vergleich zu anderen

etablierten Assessments weisen Fransen et al. 1999 [32] nach, die an 82 Patienten mit Osteoarthrose des Kniegelenkes statistische Auswertungen auch im Vergleich zu SF-36 (36-item short form of the Medical Outcomes Study) und WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) veröffentlicht haben.

Die Dokumentation und Aufbereitung der klinischen Untersuchung führten wir anhand eines vorbereiteten Algorithmus durch. Resultat war dann ein „Kliniks-Item“, der die Untersuchungsergebnisse numerisch und ohne Wichtung abbildet. Dies sollte die statistische Aufarbeitung und Vergleiche mit anderen Ergebnissen gewährleisten. Uns ist bewusst, dass dieser „synthetische“ Index keine optimale Wiedergabe des klinischen Untersuchungsergebnisses gewährleistet. Insbesondere erfolgte keine Wichtung unter Beachtung der klinischen Relevanz. Bei der Zusammenstellung wurde aber bewusst auf eine Überdimensionierung klinischer Daten verzichtet und nur funktionswichtige Befunde aufgenommen.

Auch der von uns konstruierte Item-Ganganalyse stellt ohne klinische Wichtung und Relevanzbeurteilung die Untersuchungsergebnisse in der Einschätzung physiologisch/pathologisch dar. In dieser Zusammenfassung der apparativen Befunde war eine weitere statistische Verarbeitung gut möglich.

Nach Auswertung und Begutachtung der statistischen Ergebnisse lässt sich die zweite Hypothese dieser Arbeit nicht sicher bestätigen. Die krankheitsbedingte Selbsteinschätzung der Patienten korreliert zwar auf hoch signifikantem Niveau mit der klinischen Einschätzung durch den Arzt (Item-Klinik). Ähnliche Übereinstimmungen zwischen Assessment und Klinik beschreiben auch Calin et al. 1999 [51], die jeweils für BASFI, VAS und Schobersches Zeichen Untersuchungen veröffentlichten. Zhao et al. 2006 [52] sehen bei Reliabilitätsuntersuchungen zu den chinesischen Formen der SpA-typischen Assessments ebenfalls starke Korrelationen.

Der Vergleich sowohl der Assessment-Daten, als auch der Klinik-Daten mit den erhobenen Ganganalyse-Parametern lässt hier aber keine statistisch belegbare Verbindung zu. Aus eingeschränkter Lebensqualität, Schmerz und

pathologischen klinischen Befunden lässt sich also nicht unbedingt eine entsprechend schwer eingeschränkte Gangfunktion ableiten. Den nur eingeschränkten Schluss von Assessment-Selbsteinschätzung auf Funktionsdefizite beschreiben auch Lindemann et al. 2006 [53]. Diese Arbeitsgruppe verglich prä- und postoperative Ganganalyseergebnisse mit der Patientenselbsteinschätzung durch Ausfüllen des WOMAC-Fragebogens. Bei r-Werten um -0,27 und schlechter ließ sich präoperativ nur eine schlechte Korrelationen zwischen den Gangparametern und der WOMAC-Einschätzung dokumentieren. Auch Änderungen nach der Intervention werden schlecht abgebildet ($r=0,01$ bis $-0,72$). Es wird eine Empfehlung zur Kombination Assessment-Ganganalyse ausgesprochen.

Dies belegt die Sinnhaftigkeit der durch die WHO durchgeführten Ergänzung der ICD-10 Klassifikation (International Classification of Diseases) durch die ICF-Klassifikation (International Classification of Functioning, Disability and Health). Das bisher etablierte bio-medizinische Modell der Darstellung von Krankheiten (ICD-10) ist durch ein bio-psycho-soziales Modell (ICF) vervollständigt. Dort werden in der Beurteilung der funktionalen Gesundheit dem ICD-Schaden weitere beeinflussende Werte im Bereich der Aktivität und Partizipation hinzugefügt. Diese stellen dann vor allem die Auswirkungen einer Krankheit auf das Leben des Betroffenen dar. Dadurch kommt eine umfassende Darstellung der funktionalen Gesundheit im klassifizierten Rahmen zustande.

In Anwendung auf unsere Ergebnisse nach Assessment-Auswertung und Ganganalyse werden sich trotz nur leicht eingeschränkter Gangfunktion der Patienten aber erhebliche Partizipations- und Aktivitätsstörungen im alltäglichen Leben durch ICF-Verschlüsselung abbilden lassen. So dass auch unsere Ergebnisse die geringe Korrelation der 3 Säulen des bio-psycho-sozialen ICF-Modells zwischen Schaden(Funktion) und Aktivität-Partizipation widerspiegeln.

Die Spondylitis ankylosans ist eine vor allem die Wirbelsäule und Iliosakralgelenke betreffende chronische Entzündung. Strukturstörungen sind deshalb bevorzugt auch in diesen Regionen zu suchen (Spondylophyten, Bewegungsdefizite durch gelenkbetreffende Umbauten

und Schmerz,...). Unsere Vermutung in Hypothese drei war eine deutliche Auswirkung dieser krankheitsspezifischen Defizite auf die Gangfunktion unter besonderem Schwerpunkt der Becken- und Hüftregion.

Im Vergleich zur Kontrollgruppe fallen die SpA-Patienten mit deutlichen Gangdefiziten auf. Diese Defizite sind v.a. im Bereich der allgemeinen Gangparameter (Ganggeschwindigkeit, Schwungphase, Kadenz,...) zu dokumentieren. Van der Linden et al. 2002 [54] zeigten, dass die Ganggeschwindigkeit die meisten Weg-Zeit-Parameter, kinematischen und kinetischen Daten in allen drei Ebenen des Raumes signifikant beeinflusst. Entsprechend ist unter den von uns erhobenen allgemeinen Gangparametern v_s als relevanteste Größe zu interpretieren. Die Patientengruppe zeigt hier eine deutlich langsamere Wohlfühl-Laufgeschwindigkeit, die als Folge der vermehrten strukturellen und funktionellen Defizite des Bewegungssystems zu interpretieren ist. Demzufolge weichen auch weitere Weg-Zeit-Parameter (z.B. Kadenz, Schrittlänge) von Kontrollgruppen-Werten ab.

Der vermutete Schwerpunkt der Becken- und Hüftgelenksdefizite im Gang lässt sich aber anhand der statistischen Auswertungen nicht formulieren. Insbesondere im Beckenbereich stellt sich kein signifikanter Unterschied zur Kontrollgruppe dar. Die Hüftbeweglichkeit im Gang zeigt signifikante Defizite in der Frontal- und Sagittalebene. Ursache hierfür können die in der klinischen Untersuchung der Patienten umfangreich gesehenen ISG-Defizite und muskulären Dysbalancen v.a. der hüftgelenksführenden Muskulatur (M. Iliopsoas, M. glutäus maximus) sein.

Im Vorhergehenden wurde schon auf die große Spannweite der Krankheitsausprägung bei SpA-Patienten hingewiesen. Deshalb muss hier nochmals kritisch auf die Messwerte der absoluten Gelenkwinkel eingegangen werden.

Unter 4.3.2. haben sich signifikante Unterschiede der Patienten- und Probandengruppe insbesondere in Abduktion/Adduktion beider Hüftgelenke ergeben. Begleitend fallen aber bei der statistischen Auswertung große Bandbreiten der aufgenommenen Messwerte mit errechneten hohen Standardabweichungen auf. Die Werte der Hüftgelenke sind im Vergleich beider Gruppen in Abbildung 5-2 dargestellt.

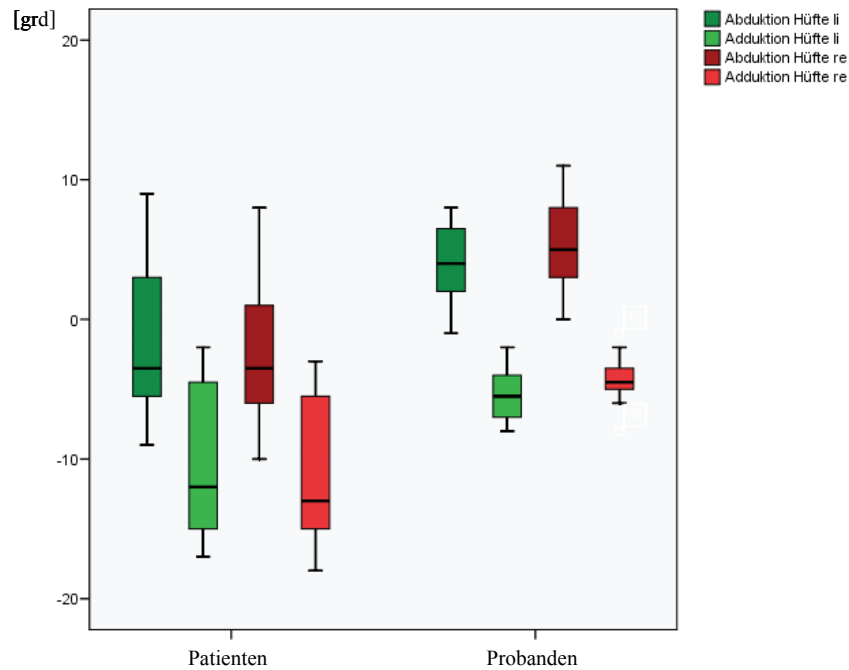


Abb. 5-2 Messwerte der Sagittalebene Hüftgelenk li/re

Dies ist Hinweis auf die Inhomogenität des Patientenkollektives, das insbesondere im Bereich der Hüftgelenksbeweglichkeit deutlich varianter ist, als das Probandenkollektiv. Da die Funktion der Hüfte und des Ganges auch gelenkübergreifend von ISG und LWS/ Becken sowohl knöchern, als auch muskulär beeinflusst wird, kann hier ein weiterer Hinweis auf Beteiligung von SpA-typischen, muskuloskelettalen Veränderungen an Gangbildstörungen gesehen werden. Ähnliche Ergebnisse berichten auch Herzog et al. [55] bei Erhebung von Ganganalysedaten bei Patienten mit Funktions- und Strukturstörungen des Iliosakralgelenkes.

Im Bereich der anderen erfassten Gelenke der unteren Extremität und im Bereich der allgemeinen Gangparameter fanden sich diese deutlichen Varianzunterschiede beider Gruppen nicht.

Insgesamt kann Hypothese drei nur teilweise belegt werden, ein gestörtes Gangbild der Patienten ist nachweisbar, aber nur teilweise in den vermuteten Schwerpunktregionen.

Die Funktion des Gehens wird von verschiedenen Voraussetzungen beeinflusst. Sowohl motorische und sensomotorische Komponenten, als auch Biomechanik und soziale Kontextfaktoren spielen bei der Ausprägung

von individuellen Funktionsmerkmalen des Ganges eine Rolle. Deshalb sind auch auf all diesen Ebenen Störanfälligkeiten denkbar. In der Gesamtsituation des Patienten sind daher nicht nur strukturell nachweisbare Veränderungen auf die Gangfunktion wirksam. Auch die zentralnervöse Verarbeitung und Ansteuerung, emotionale Färbung, z.B. durch Schmerz oder Trauer, und die Leistungsfähigkeit von Afferenzen der Sensibilität und Propriozeption sind wichtig. Daraus folgt die Erkenntnis, dass strukturelle Defizite und Funktionsstörungen nicht zwingend gleichzeitig auftreten.

Dies unterlegen auch die Ergebnisse dieser Arbeit. Nach statistischer Auswertung treten klinische Defizite, Schmerz und Einschränkungen der funktionalen Gesundheit bei SpA-Patienten nicht korrelierend mit Funktionsdefiziten des Ganges auf.

6. Schlussfolgerung

Ziel der Arbeit war die weitere Praxisetablierung der uns zur Verfügung stehenden 3D-Ultraschalltopometrie und die Verbesserung der wissenschaftlichen Studienlage zur Methode, dies sowohl im Hinblick auf methodenspezifische Betrachtungen als auch in der klinischen Anwendung. Deshalb erfolgte eine Zweiteilung der Arbeit. Im ersten Teil sind durch wiederholte Messungen Aussagen zur intrasession-Reliabilität, als Bestandteil der wissenschaftlichen Prüfbarkeit der Methode, dokumentiert. Im zweiten, klinischen Teil, erfolgte die Anwendung der 3D-Ultraschalltopometrie zur Identifikation von Gangstörungen an einem Patientenkollektiv. Zur Definition von Normalwerten und vergleichenden, statistischen Betrachtungen erfolgte dies unter Zuhilfenahme einer nicht erkrankten Probandengruppe.

Die Reliabilitätsuntersuchungen erfolgten an einem aus unserer SpA-Dispensaire-Sprechstunde rekrutieren Patientenkollektiv, $n=20$. Es sind drei aufeinander folgende Untersuchungen innerhalb einer Sitzung durchgeführt worden, zwischengeschaltet jeweils Messpausen und Neueichungen der Messvorrichtung.

Nach statistischer Auswertung der Messwerte (Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman) zeigen sich in allen Wertekategorien (allg. Gangparameter, ROM, Gelenkwinkel) vereinzelt zufrieden stellende bis meist hohe Korrelationen mit ICC's zwischen 0,61 und 1.

Diese Ergebnisse sind Ausdruck der in praxi sicheren Wiederholbarkeit der Untersuchung mit stabilen, reproduzierbaren Messwerten.

Da dies nur Teilaussagen auf dem Gebiet der Reliabilität und der weiteren wissenschaftlichen Methodenbeurteilung sind und laut eigener Literaturrecherche nur vereinzelt noch weitere methodenspezifische Studien vorliegen, bedarf es bis zur sicheren wissenschaftlichen Einschätzung der 3D-Ultraschall-Topometrie weiterer Arbeiten.

Die Ganganalyse mittels 3D-Ultraschalltopometrie unter klinischen Gesichtspunkten erfolgte an einem aus unserer SpA-Dispensaire-Sprechstunde rekrutierten Patientenkollektiv, n=20. Zu vergleichenden Interpretationen führten wir ebenfalls Messungen an einem Normalkollektiv von Probanden, n=16, ohne gangrelevante Vorerkrankungen oder Störungen durch.

Zunächst zeigten sich unter Assessmentkontrolle durch BASFI / EQ-5D und klinischer Untersuchung sehr gute Übereinstimmungen der Patientenselbsteinschätzung und der ärztlichen Befundaufnahme (p-Werte zwischen 0,0-0,004 im Vergleich zwischen Assessment und Klinik-Item).

Auch unter Betrachtung der einzelnen Ganganalyse-Parameter gab es deutliche Unterschiede zwischen dem Patienten- und Probandenkollektiv. Diese sind sowohl im Bereich der allgemeinen GA-Parameter (Laufgeschwindigkeit, Schwungphase) als auch bei den spezifischen Parametern (ROM und Gelenkwinkel Hüfte, Knie, OSG) zu dokumentieren. Den vermuteten Störungsschwerpunkt der Beckenbewegungen durch ISG- und LWS-Affektionen bei SpA-Patienten konnten wir aber statistisch nicht unterlegen.

Nach unseren Ergebnisse lässt sich durch die 3D-Ultraschalltopometrie eine Gangstörung also sicher identifizieren. Da der Gang als Funktion aber multifaktoriell beeinflusst wird, sind Rückschlüsse über spezifische Störungen auf Diagnose und Krankheitsausprägung aber nicht sicher möglich. Auch schwer erkrankte Patienten können über Kompensationsmechanismen ihre Gangfunktion ohne deutliche Defizite aufrechterhalten.

An den zur Verfügung stehenden, modernen 3D-Verfahren zur Ganganalyse erfolgt die Datenaufnahme und Messung weitgehend objektiv. Lediglich bei Patientenvorbereitung und Eichung der Apparatur sind noch wesentliche, untersucherspezifische Fehlereinflüsse möglich. Dagegen ist die Auswertung und Interpretation weiterhin fehleranfällig. Zurzeit sind dies noch eigene Überlegungen des Anwenders, die Ableitung und Interpretation

auf die Klinik ist sehr erfahrungsabhängig. Weitere klinische Arbeiten sind hier insbesondere auf dem Gebiet der Abstraktion von Parameterabweichungen auf die entsprechenden Funktionsdefizite des Ganges notwendig. Dann sollten auch auf diesem Gebiet objektivere und untersucherunabhängigere Ergebnisse dokumentiert werden können.

7. Literatur- und Quellenverzeichnis

[1]

Gassendi. "de vi motrice et motionibus animalium." Petri Gassendi Opera tom. II. Lib. XI., Florentiae

[2]

Borelli. "de motu animalium", pars 1, cap. XIX. XXI., Lugduni 1685

[3]

Weber, Wilhelm und Eduard. "Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge." Göttingen 1836

[4]

William. "The Horse in Motion, as shown by instantaneous Photography." London 1882

[5]

Braune W, Fischer O. "Der Gang des Menschen", Abhandlungen der königlich sächsischen Gesellschaft der Wissenschaft, Leipzig 1895 und 1899

[6]

Scherb R. "Kinetisch-diagnostische Analyse von Gehstörungen, Technik und Resultate der Myokinesiographie." Enke-Verlag, Stuttgart 1952

[7]

Inman V, (1966). "Human Locomotion." Canda. Med. Ass. 94: 1047-1055

[8]

Saunders JB, Inman VT, Eberhardt HD, (1953). „The Major Determinants in Normal and Pathological Gait." J. Bone and joint Surgery 35: 543-588

[9]

Chao EY, Langhman RK, Schneider E, Stauffer RN, (1983). "Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking." J. Biomechanics 16: 219-233

[10]

Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S, (1985). "Reliability of observational kinematic gait analysis." Phys Ther 65: 1027-1033

[11]

Dickens WE, Smith MF, (2006). "Validation of a visual gait assessment scale for children with hemiplegic cerebral palsy." Gait Posture 23: 78-82

[12]

Field-Fote EC, Fluet GG, Schafer SD, Schneider EM, Smith R, Downey PA, Ruhl CD, (2001). "The spinal cord injury functional ambulation inventory." Journal of Rehabilitation Medicine; Volume33; Issue4:177-181

[13]

Lord SE, Halligan PW, et al. (1998). "Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale." *Clinical Rehabilitation* 12(2): 107-119.

[14]

van Loo MA, Moseley AM, et al. (2003). "Inter-rater reliability and concurrent validity of step length and step width measurement after traumatic brain injury." *Disability & Rehabilitation* 25(21): 1195 - 1200.

[15]

Wren TA, Rethlefsen SA, et al. (2005). "Reliability and Validity of Visual Assessments of Gait Using a Modified Physician Rating Scale for Crouch and Foot Contact." *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 25(5):646-650.

[16]

Bernhardt J, Bate PJ, (1998). "Accuracy of observational kinematic assessment of upper-limb movements." *Phys Ther* 78(3): 259-270.

[17]

Keenan AM, Bach TM (1996). "Video assessment of rearfoot movements during walking: A reliability study." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 77(7): 651-655.

[18]

Mackey AH, Lobb GL, et al. (2003). "Reliability and validity of the Observational Gait Scale in children with spastic diplegia." *Developmental Medicine & Child Neurology* 45(1): 4-11.

[19]

VanSwearingen JM, Paschal KA, et al. (1996). "The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults." *Phys Ther* 76(9): 994-1002.

[20]

McDonough AL, Batavia M, et al. (2001). "The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation." *Archives of physical medicine and rehabilitation* 82(3): 419-425.

[21]

Bilney B, Morris M, (2003). "Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait." *Gait & Posture* 17(1): 68-74.

[22]

Portscher M, Vogt L, et al. (2000). "Reproduzierbarkeit kinematischer Messungen der Lumbalregion in der klinischen Ganganalyse." *Sportverl Sportschad*(2): 50-54.

[23]

Hegewald G. (1999) "Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen." Dissertationsschrift an der Humboldt-Universität Berlin

[24]

Van der Linden S, Valkenburg HA, Cats A, (1984). "Evaluation of diagnostic criteria for ankylosing spondylitis: a proposal for modification of the New York criteria." *Arthritis Rheum* 27: 361-8.

[25]

Mau W, Zeidler H., Mau R, Majewski A, Freyschmidt J, Stangel W, Deicher H, (1990). "Evaluation of early diagnostic criteria for ankylosing spondylitis in a 10-year follow-up." *Z Rheumatol* 49: 82-87.

[26]

Feldtkeller E, (1999). "Age at disease onset and delayed diagnosis of spondylarthropathies." *Z Rheumatol* 58: 21-30.

[27]

Huskisson EC, (1974). "Measurement of pain." *The Lancet* 9,2: 1127-1131

[28]

Calin A, Garrett S, Whitelock H, Kennedy LG, O'Hea J, Mallorie P, Jenkinson T, (1994). "A new approach to defining functional ability in ankylosing spondylitis: the development of the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index." *Journal of Rheumatology* 21: 2281-2285

[29]

von der Schulenburg JM, C. C., Greiner W, Uber A, (1998). "Die deutsche Version des EuroQol-Fragebogens." *Z f Gesundheitsw* 6: 3-20.

[30]

Brooks R, (1996). "EuroQol: the current state of play." *Health Policy* 37: 53-72.

[31]

Coons SJ, Rao S, Keininger DL, Hays RD, (2000). "A comparative review of generic quality-of-life instruments." *Pharmacoeconomics* 17(1): 13-35

[32]

Fransen M, Edmonds J, (1999). "Reliability and validity of the EuroQOL in patients with osteoarthritis of the knee." *Rheumatology(Oxford)* 38(9):807-813

[33]

Seitz R, Schweikert B, Jacobi E, Tschirdewahn B, Leidl R, (2001). „Ökonomisches Rehabilitationsmanagement bei chronischen Rückenschmerzen.“ *Schmerz* 15(6): 448-452

- [34]
Niethard FU, Pfeil J. "Orthopädie" 3. Auflage 1997, Verlag Hippokrates
- [35]
Finley FR, Cody KA, (1970). „Locomotive characteristics of urban pedestrians.“ Archives of physical medicine and rehabilitation 51 (7): 423-426
- [36]
Obenaus F, (1997). "Quantitative Bewertung des menschlichen Ganges – Ermittlung und Bewertung typischer Parameterwerte.“ Diplomarbeit an der Technischen Universität Berlin
- [37]
Knoll Z, Kocsis L, Magyar M, Kiss R, (2003). "Checking the validity of gait analysos." Magyar Traumatológia, Ortopédia, Kézsebészet és Plasztikai Sebészet XLVI 3: 237-243
- [38]
Malmström EM, Karlberg M, Melander A, Magnusson M, (2003). "Zebris Versus Myrin: A Comparative Study Between a Three-Dimensional Ultrasound Movement Analysis and an Inclinator/Compass Method." Spine 28 (21): E433-E440
- [39]
Stott NS; Atherton WG; Mackey AH; Galley IJ; Nicol RO; Walsh SJ, (2005). "The reliability and validity of assessment of sagittal plane deviations in children who have spastic diplegia." Archives of physical medicine and rehabilitation 86 (12): 2337-41
- [40]
Brown CR, Hillman SJ, et al. (2008). "Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy when used by experienced and inexperienced observers." Gait & Posture 27(4): 648-652.
- [41]
Amelung P, Seidel W, (2005). „Die instrumentalisierte Ganganalyse im Rahmen eines manualmedizinisch orientierten Diagnostik- und Therapiesettings im Krankenhaus bei Patienten mit Schmerzserkrankungen des Bewegungssystems.“ Manuelle Medizin 43: 404-413
- [42]
Fleiss JL: The design and analysis of clinical experiments. John Wiley and sons / 1986
- [43]
Hartung J, Elpelt B, Klösener KH: Statistik Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. 12. Auflage; München, Wien: R. Oldenbourg Verlag / 1999

- [44]
Bortz, Lienert, Boehnke: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. 2. Auflage;
Springer / 2000
- [45]
Brunner R, (1999). „Die moderne instrumentierte Ganganalyse.“ Praxis 88: 1529-1531
- [46]
Vogt L, Portscher M, et al. (2003). "Cross-validation of marker configurations to measure pelvic kinematics in gait." Gait & Posture 18(3): 178-184.
- [47]
Westhoff B, Hirsch MA, et al. (2004). "Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse?" Sportverl Sportschad(02): 76-79.
- [48]
Braun J, Bollow M, Remlinger G, Eggens U, Rudwaleit M, Distler A, et al. (1998). „Prevalence of spondylarthropathies in HLA-B27 positive and negative blood donors.“ Arthritis Rheum 41: 58-67
- [49]
Mengshoel AM, Jokstad K, Bjerkhoel F, (2004). „Associations between walking time, quadriceps muscle strength and cardiovascular capacity in patients with rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis.“ Clin Rheumatol 23: 299-305
- [50]
Dernis E, Lavie F, Pavy S, Wendling D, Flipo RM, Saraux A, Cantagrel A, Claudepierre P, Goupille P, Le Loet X, Maillefert JF, Mariette X, Schaeffer T, Tebib J, Combe B, (2007). „Clinical and laboratory follow-up for treating and monitoring patients with ankylosing spondylitis: Development of recommendations for clinical practice based on published evidence and expert opinion.“ Joint Bone Spine 74: 330-337
- [51]
Calin A, Nakache JP, Gueguen A, Zeidler H, Mielants H, Dougados M, (1999). „Outcome variables in ankylosing spondylitis: evaluation of their relevance and discriminant capacity.“ Journal of Rheumatology 26(4): 975-9
- [52]
Zhao LK, Liao ZT, Li CH, Li TW, Wu J, Lin Q, Huang F, Yu DT, Gu JR, (2007). „Evaluation of quality of life using ASQoL questionnaire in patients with ankylosing spondylitis in a Chinese population.“ Rheumatology international 27(7): 605-11

[53]

Lindemann U, Becker C, et al. (2006). "Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement." *Clinical Rehabilitation* 20(5): 413-420.

[54]

Van der Linden ML, Kerr AM, Hazlewood ME, (2002). „kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds.“ *J Pediatr Orthop* 22: 800-806

[55]

Herzog W, Conway PJ, (1994). "Gait analysis of sacroiliac joint patients." *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics* 17(2): 124-7

[56]

Benedetti MG, Catani F, (1998). "Data management in gait analysis for clinical applications." *Clinical Biomechanics* 13(3): 204-215

[57]

Cintas HL, Siegel KL, Furst GP, Gerber LH, (2003). "Brief Assessment of Motor Function: Reliability and concurrent validity of the Gross Motor Scale." *Am J Phys Med Rehabil* 82:33-41.

[58]

Corry IS, Duffy CM, (1996). "Measurement of oxygen consumption in disabled children by the cosmed K2 portable telemetry system." *Developmental Medicine and Child Neurology* 38(7): 585-593.

[59]

Culhane KM, O'Connor M, (2005). "Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults." *Age Ageing* 34(6): 556-560.

[60]

Dalichau S, Scheele K, Reissdorf C, Huebner J, (1998). „Kinematic gait analysis with special attention to the lumbar spine and pelvis.“ *Dt. Zeitschrift f. Sportmed.* 1998; 340-346

[61]

Leuchte S, Faber W, Speer A, (2001). "Ist die voreingestellte Bandgeschwindigkeit zuverlässig?" *Leipziger Sportwissenschaftliche Beiträge Band 42; Heft 2.*

[62]

Novacheck TF, Stout JL, et al. (2000). "Reliability and Validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an Outcome Measure in Children with Walking Disabilities." *Journal of Pediatric Orthopaedics* 20(1):75.

[63]

Redmond AC, Crosbie J, et al. (2006). "Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index." *Clinical Biomechanics* 21(1): 89-98.

[64]

Steege D, Bluemlein H, et al. (1996). "Stellt die Bewegungsanalyse des menschlichen Gangbildes auf dem Rollergotest eine Alternative zur Untersuchung auf der ebenen Laufstrecke dar?" *Dt. Zeitschr. F. Sportmed.* 47(5): 328-336

[65]

Thomas M, Jankovic J, et al. (2004). "Clinical gait and balance scale (GABS): validation and utilization." *Journal of the Neurological Sciences* 217(1): 89-99.

[66]

Watelain E, Froger J, et al. (2005). "Variability of video-based clinical gait analysis in hemiplegia as performed by practitioners in diverse specialties." *Journal of Rehabilitation Medicine* 37(5): 317-324

8. Anhang

Abb. 8-1 Zusammenstellung der relevanten Literaturquellen zum Review + Inhalte

Autor; Jahr; Quelle	Artikel-Thema	GA-Methode	Aussagen
Benedetti et al.; 1998 Clinical Biomechanics [56]	Umgang und Verteilung von GA-Daten	Kraftmessplatten videoassistierte GA	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Bernhardt et al.; 1998 Physical Therapy [[16]	Reliabilitätsbetrachtungen einer videoassistierten GA	videoass., visuelle Auswertung	inter-rater Reliabilität gut (ICC's 0,68-0,87) intra-rater Reliabilität gut (ICC's 0,65-0,85)
Bilney et al.; 2003 Gait&Posture [21]	Vergleich von Ganganalyse-Methoden für die allg. GA-Parameter	GAITRite®-Kraftmessmatte Clinical Stride Analyzer ®	intra-rater-Reliabilität gut-sehr gut (ICC's 0,85-0,97) Validität - sehr gut/gut (ICC's 0,69-0,99), schwach für double limb support (ICC's 0,44-0,57)
Cintas et al.; 2003 American Journal of Phys. Med. & Rehab. [57]	Rel./Val.-Studie Assessmentbogen "BAMF-Brief Assess. of Motor Function"	Vicon VX System, videobasierte GA-Methode	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Corry et al.; 1996 Dev. Med. & Child Neurol. [58]	Messung des O2-Bedarfes beim Laufen	keine	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Culhane et al.; 2005 Age and Ageing [59]	Verwendung von Beschleunigungsmessern	keine	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Dalichau et al.; 1998 Dt. Zeitschrift f. Sportmed. [60]	Messung von 3D-Bewegungen des Beckens und der LWS	3D-Ultraschalltopometrie	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Field-Fote et al.; 2001 Journal of Rehabilitation Medicine [12]	Rel./Val.-Studie Assessment "Spinal Cord Injury Funct. Ambulation Inventory"	visuelle Beobachtung,	Inter-rater Reliabilität moderat (ICC's 0,7-0,84) Intra-rater Reliabilität gut bis sehr gut (ICC's 0,85-0,96)
Keenan et al.; 1996 "Archives of physical medicine and rehabilitation" [17]	Reliabilität der videobasierten GA am Beispiel der Fuß-Pronation	videoassistierte, visuelle GA 5 verschiedene Untersucher, jeweils 2 Auswertungen	Inter-rater Reliabilität schlecht (ICC 0,19) Intra-rater Reliabilität befriedigend bis schlecht (ICC's 0,12-0,59)
Leuchte et al.; 2001 "Leipziger Sportwiss. Beiträge" [61]	Zuverlässigkeit von Laufbandgeschwindigkeiten	keine	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Lindemann et al.; 2006 "Clinical Rehabilitation" [53]	Korrelation zwischen WOMAC-Assessment und Ganganalyse	videobasierte 3D-GA	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zur GA-Methode
Lord et al.; 1998 "Clinical Rehabilitation" [13]	Rel./Val.-Studie zum "Rivermead Visual Gait Assessment"-Bogen	visuelle Beobachtung, 7 verschiedene Untersucher, jeweils 2 Untersuchungen	Inter-rater Reliabilität befriedigend (ICC 0,53-0,79) Intra-rater Reliabilität gut
Mackey et al.; 2003 "Developmental Medicine and Child Neurology" [18]	Rel./Val.-Studie zur visuellen Ganganalyse mit Hilfe der "Observational Gait Scale" im Vergleich zur 3D-GA	videoassistierte, visuelle GA 3D-GA "Ortho Trak"	Inter-rater Reliabilität befriedigend-gut (ICC's 0,43-0,86) Intra-rater Reliabilität befriedigend-sehr gut (ICC's 0,53-0,91) Validität hoch (wk range 0,38-0,94)
McDonough et al., 2001 "Archives of Physical Medicine & Rehabilitation" [20]	Rel./Val.-Studie zur GAITRite®- Kraftmessmatte	GAITRite®-Kraftmessmatte paper and pencil-Methode	intra-rater Reliabilität sehr gut Validität sehr gut (ICC's 0,93-0,95)

Novacheck et al., 2000 "Journal of Pediatric Orthopedics" [62]	Rel./Val.- Studie zum "Gillette Functional Assessment Questionnaire"	videobasierte 3D-GA (Vicon®)	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
Portscher et al., 2000 "Sportverletzung Sportschaden" [22]	Reliabilität der 3D-US-Topometrie bei 2 Untersuchungen im Abstand von 24h	3D-Ultraschalltopometrie	Reliabilität sehr gut (ICC 0,92, p<0,01)
Redmond et al., 2006 "Clinical Biomechanics" [63]	Entwicklung des "Foot Posture Index"	keine	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
Steeger et al., 1996 "Dt. Zeitschr. f. Sportmed." [64]	Betrachtungen über GA auf ebener Strecke/Rollergotest	elektrooptische Goniometrie/EMG	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
Thomas et al., 2004 "Journal of the Neurological Sciences" [65]	Korrelationen zwischen Assessment "Gait and Balance Scale" und GA	GAITRite®-Kraftmessmatte	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
van Loo et al., 2003 "Disability and Rehabilitation" [14]	Rel./Val.- Studie zur Messung von Schrittlängen mit versch. Methoden	visuelle Beobachtung videobasierte GA 5 Untersucher	Inter-rater Reliabilität bd. Methoden sehr gut (ICC 0,94-1,00) Validität sehr gut (ICC's 0,93-1,00)
van Swearingen et al., 1996 "Physical Therapy" [19]	Rel./Val.-Studie zum "Gait Abnormality Rating Scale"-Assessment	videobasierte GA 3 Untersucher	Inter-rater Reliabilität befriedigend Intra-rater Reliabilität befriedigend
Vogt et al., 2003 "Gait & Posture" [46]	Vergleich von Marker-Positionierungen im Rahmen der 3D-GA	3D-Ultraschalltopometrie	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
Watelain et al., 2005 "Journal of Rehabilitation Medicine" [66]	Beschreibung des Gangbildes von neurolog. Patienten	videobasierte GA 15 Untersucher	keine Reliabilitäts- oder Validitätsaussagen zu einer GA-Methode
Westhoff et al., 2004 "Sportverl./Sportsch." [47]	Reliabilität der 3D-GA	3D-GA	Reliabilität sehr gut (r= 0,86-0,99)
Wren et al., 2005 "Journal of Pediatric Orthopaedics" [15]	Rel./Val.-Studie zu visuellen und videounterstützten GA	visuelle GA videounterstützte GA	Inter-rater Reliabilität befriedigend bis gut (weighted kappa 0,57-0,74), schlecht bei Hüftflexion Intra-rater Reliabilität befriedigend bis gut (weighted kappa 0,50-0,86), schlecht bei Hüftflexion

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes unterstützt haben:

- Prof. Dr. med. habil. UC Smolenski
- Herr S. Derlien

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 07.09.2009

Danksagung

Mein Dank gilt allen an dieser Arbeit unmittelbar und mittelbar beteiligten Kollegen, Patienten und Freunden, die bei der Erstellung Hilfestellung leisteten.

Insbesondere danke ich Herrn Prof. Dr. med. habil. UC Smolenski für die wissenschaftliche Betreuung dieses Projektes, sowie ihm und Herrn Steffen Derlien für anregende fachliche Diskussionen und inhaltliche Hilfestellung und Korrekturen.

Ganz besonderer Dank gilt meiner Frau Stefanie, die mir an vielen Tagen der eigentlichen Freizeit die Arbeit ermöglichte und auf gemeinsame Stunden in der Familie verzichtete.